

UNIVERSIDADE DE LISBOA
FACULDADE DE CIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE FÍSICA



Detectores de cintilação no controlo dosimétrico em cardiologia de intervenção

José Miguel Patuleia Venâncio

Mestrado Integrado em Engenharia Física

Dissertação orientada por:
Professor Doutor Luís Filipe dos Santos Garcia Peralta

*"Learn from yesterday, live for today, hope for tomorrow.
The important thing is not to stop questioning."*

Albert Einstein

Agradecimentos

Começo por agradecer ao Professor Doutor Luís Peralta a orientação paciente e dedicada que culminou na realização desta dissertação. Agradeço ainda a excelente oportunidade de me propor o desenvolvimento de um dispositivo inovador como o realizado neste projecto.

Ao Professor Doutor Fausto Pinto pela disponibilidade e interesse que possibilitou a visita a uma das salas de Cardiologia de Intervenção do Hospital de Santa Maria, onde se realizaram os testes preliminares deste sistema. Agradeço ainda a disponibilidade do Professor Fernando Ribeiro e a excelente colaboração e disposição que a equipa técnica do serviço teve na realização destes testes.

Ao João Rodrigues (IST) pelo grande apoio e incentivo que me deu, desde o início do trabalho, e pela ajuda preciosa que foi disponibilizando quando me deparava com obstáculos que estagnavam o desenvolvimento deste projecto.

Ao Luís Atayde (FCUL) pelas discussões amigáveis no decorrer do desenvolvimento do equipamento, tanto a nível de software como de hardware, que me permitiram colmatar algumas imprecisões.

Ao Pedro Garcia e Pedro Martins (FCUL) pelos comentários, bastante valorizados, no desenvolvimento do software deste equipamento.

Ao Duarte Guerreiro, e a todos com quem convivi no laboratório da FCUL, pelo ambiente que me proporcionaram e que possibilitaram um melhor desempenho enquanto lá trabalhava.

Ao Professor Doutor Rui Agostinho ao partilhar a sua visão do potencial que este projecto podia ter se concretizado e a sua aplicação na melhoria da segurança na utilização de radiação.

A todos os que comigo se cruzaram ao longo do meu percurso académico e que contribuíram para o meu desenvolvimento pessoal e científico.

Finalmente, e não menos importante, à minha família, em particular os meus pais, agradeço o apoio e incentivo incondicional que me deram no decorrer desta etapa da minha vida e que me permitiram sempre trabalhar nas melhores condições.

Resumo

A protecção radiológica dos profissionais e pacientes é, actualmente, de extrema importância. A monitorização em tempo real da radiação permite um melhor controlo da dose a que são expostos e que pode ser crítica para intervenções de longa duração em Cardiologia de Intervenção. Esta monitorização pode ser conseguida recorrendo a dosímetros activos. Neste trabalho desenvolveu-se um dosímetro activo de dimensões reduzidas e transparente à radiação, não interferindo na qualidade das imagens radiográficas captadas, pelo que pode ser usado no controlo da dose do paciente. Este dosímetro consiste num cintilador de plástico de 10 mm de comprimento e 2 mm de diâmetro acoplado a um cabo óptico. O sinal produzido é lido por um fotomultiplicador. O sinal à saída do fotomultiplicador é transmitido para um amplificador integrado. Por sua vez, o sinal à saída do amplificador é digitalizado pelo microcontrolador Arduino UNO. O sistema de controlo é baseado no microprocessador Raspberry Pi (RPi). Este sistema foi testado em laboratório recorrendo a radiação X produzida por um tubo de 50 kV. Realizaram-se testes em ambiente clínico usando-se o feixe de raios-X de 125 kV, produzido pelo equipamento de Angiografia Artis Zee da *Siemens Healthineers*. Em ambos os cenários, o intervalo da taxa de dose testada situou-se entre 0.003 e 0.05 mGy/s. As medições foram realizadas simultaneamente com o dosímetro cintilador e com uma câmara de ionização Farmer no interior de um fantoma de PMMA. As imagens adquiridas provam a quase total transparência aos raios-X do dosímetro cintilador. A transparência do dosímetro permite a monitorização dos pacientes nos procedimentos de Cardiologia de Intervenção.

Neste estudo comprovou-se a existência de linearidade entre o sinal produzido pelo dosímetro cintilador e a dose medida pela câmara de ionização Farmer. Esta característica não foi alterada pelo facto de se ter usado um sistema de aquisição baseado na digitalização do sinal por um Arduino e pelo processamento e controlo pelo Raspberry Pi.

Palavras-Chave: Protecção Radiológica; Cintilador; Dosímetro; Dose; Fotomultiplicador.

Abstract

The radiological protection of professionals and patients is nowadays of paramount importance. Real time monitoring of radiation allows a better control of delivered dose which might be critical in long Cardiology Interventions. This can be achieved with active dosimeters. In this work an active dosimeter was developed. The dosimeter is small and transparent to radiation without interference in the radiographic image quality. This dosimeter consists of a plastic scintillator 10 mm long and diameter 2 mm, connected to an optical cable. The signal produced in the scintillator is read by a photomultiplier (PMT). The output of the PMT is feed to an integrated amplifier. The output signal from the amplifier is digitized by Arduino UNO microcontroller. The acquisition system is based on the Raspberry Pi (RPi) microprocessor. This system was tested in the laboratory using a 50 kV X-ray tube and in clinical environment using 125 kV X-ray beams produced by an Artis Zee from *Siemens Healthineers*. In both scenarios the tested dose rate range was between 0.003 and 0.05 mGy/s. The measurements were made with the scintillation dosimeter and a Farmer ionization chamber simultaneously placed inside a PMMA phantom. The images acquired proved the almost transparency of the scintillator dosimeter. The transparency of the scintillator allows for its use to monitor patient undergoing intervention in Interventional Cardiology.

In this study we found a linear relation between the signal produced by the scintillator dosimeter and dose measurement made by a Farmer ionization chamber. This feature wasn't modified by the use of an acquisition system based in the signal digitalization by an Arduino and the processing and control by a Raspberry Pi.

Keywords: Radiological Protection; Scintillator; Dosimeter;Dose; Photomultiplier.

Índice

Agradecimentos	iii
Resumo	v
Abstract	vii
Lista de Figuras	ix
Lista de Tabelas	xi
Lista de Acrónimos	xiii
1 Introdução	1
1.1 Protecção Radiológica	1
1.2 Protecção Radiológica em Radiologia	3
1.3 Protecção Radiológica em Cardiologia de Intervenção	3
1.4 Dosimetria dos profissionais e do paciente em Cardiologia de Intervenção	3
2 Elementos da Dosimetria	5
2.1 Tipos de Radiação	5
2.2 Dose, Dose equivalente e Dose efectiva	6
2.3 Câmara de ionização	8
2.4 Dosimetria TLD	9
2.5 Dosimetria com cintiladores de plástico	11
3 Desenvolvimento do Protótipo	13
3.1 Selecção do cintilador, cabo óptico e fotodetector	13
3.2 O conector para os cabos ópticos	14
3.3 Conector desenvolvido: o porquê de fazer diferente	16
3.4 Sistema de amplificação da Mazet	19
3.5 Sistema de aquisição e processamento	20
3.5.1 Aquisição com Arduino	20
3.5.2 Sistema de processamento e controlo com Raspberry Pi	22
3.6 Software do sistema de aquisição	25
4 Resultados	29
4.1 Teste em ambiente clínico	29
4.2 Desempenho do sistema desenvolvido	33
4.2.1 Desempenho do conector desenvolvido	33
4.2.2 Testes em ambiente laboratorial com sistema de aquisição Arduino + Raspberry Pi	37
5 Conclusão	41
Bibliografia	43

Lista de Figuras

1.1	Esquema do tubo de Coolidge para a produção de Raio-X. Esquema adaptado de [1].	1
1.2	Gráfico dos modelos linear sem limiar, com limiar e hormético para probabilidade estocástica da dose absorvida pelo corpo humano [5].	2
2.1	Representação da produção de Raio-X de fluorescência. Esquema adaptado de [8].	6
2.2	Representação do princípio de funcionamento de uma câmara de ionização. Esquema adaptado de [12].	9
2.3	Esquema do fenómeno de termoluminescência.	10
3.1	Esquema global dos componentes do equipamento desenvolvido.	13
3.2	Modelos de conectores mais usados com fibras ópticas. Imagens usadas segundo [23].	15
3.3	Captura de ecrã do software Fusion 360 - versão final do conector e dos componentes constituintes.	17
3.4	Mecanismo para deslocamento da peça móvel impendendo entrada de luz.	17
3.5	Esquema do funcionamento do conector desenvolvido.	18
3.6	Comparação da disposição no interior da caixa do fotomultiplicador em duas situações distintas durante os testes.	19
3.7	Representação do princípio de funcionamento de um amplificador de transimpedância.	19
3.8	Imagem do <i>Arduino UNO</i> com as especificações do modelo, segundo [32].	21
3.9	Imagem do <i>Raspberry Pi</i> modelo 3B+ com as especificações do modelo, segundo [33].	21
3.10	Caixa para acomodação da electrónica inerente ao sistema de aquisição e processamento do equipamento desenvolvido.	22
3.11	PCB desenvolvida para a comunicação UART entre o UNO e o RPi.	23
3.12	Identificação da função/característica de cada pino do Raspberry Pi, imagem segundo [34].	24
3.13	Representação da PCB desenvolvida no software Easy EDA para o amplificador e conversor AS89010.	24
3.14	Esquema do código que corre no Arduino UNO.	25
3.15	Esquema do código desenvolvido para o Processing 3.	25
3.16	Interface gráfica desenvolvida em Processing.	26
3.17	Representação gráfica dos valores obtidos na interface gráfica no Raspberry Pi.	26
4.1	Fotografia do posicionamento da câmara de ionização na mesa. Por baixo situa-se o tubo de raios-X do angiógrafo Artis Zee e por cima o sistema de imagem.	30
4.2	Fotografia do <i>setup</i> com a câmara de ionização e a fibra com o conector desenvolvido.	31
4.3	Comparação entre os valores obtidos pela câmara de ionização da PTW e a fibra utilizada e os tipos de protocolo para imagem (Cinemática ou Fluoroscopia).	32
4.4	Imagens obtidas para mostrar o impacto que a câmara de ionização Farmer, fibra e detectores já existentes em ambiente clínico têm nas imagens médicas.	32
4.5	Corte transversal do conector ST da <i>Industrial Fiber Optics</i>	33
4.6	Comparação entre a dose medida pela câmara de ionização (em mGy) e a resposta do dosímetro de cintilador (em μC).	35
4.7	Mesa de testes e tubo de Raios-X.	36
4.8	Electrómetros usados na experiência.	36

LISTA DE FIGURAS

4.9	Fantoma usado para os testes de desempenho do equipamento.	37
4.10	Relação obtida em dois testes diferentes realizados para obter uma relação entre a resposta do electrómetro da Standard Imaging e o sistema composto pelo Raspberry Pi.	38
4.11	Relação obtida em dois testes diferentes realizados para obter uma relação entre a resposta do electrómetro da Standard Imaging e do sistema composto pelo Raspberry Pi com o seu valor de dose.	39

Lista de Tabelas

2.1	Factor de peso, w_R , dos diferentes tipos de Radiação para o cálculo da dose equivalente, H_T	7
2.2	Soma da contribuição dos diferentes órgãos e tecidos, w_T , para o cálculo da dose efectiva, E . . .	8
2.3	Limites de doses individuais.	8
3.1	Características do cintilador BC-404 da Saint-Gobain. Para mais informações [18].	14
3.2	Características do fotomultiplicador PMT R647P da <i>Hamamatsu</i> . Para mais informações [20]. . .	14
3.3	Características do cabo óptico SK-80 da <i>Mitsubishi Rayon optical fiber</i> . Para mais informações [21].	14
4.1	Tabela relativa ao SNR da Carga e a dose medida quando se colocavam diferentes números de placas de 250 μm de espessura de Cobre.	34
4.2	Dados obtidos do cintilador, em Carga, e da câmara de ionização, em Dose, para uma fonte de Raios-X de 50 kV de tensão de pico.	34

Lista de Acrónimos

I²C Circuito Inter-Integrado (do inglês *Inter-Integrated Circuit*). Páginas: 20, 22–24, 27, 41

ADC Conversor Analógico para Digital (do inglês *Analog to digital Conversion*). Páginas: 20, 22, 23, 25, 27

EURATOM Comunidade Europeia da Energia Atómica (do inglês *European Atomic Energy Community*). Página: 7

FC Conector com núcleo metálico (do inglês *Ferrule Core Connector*). Páginas: 14–16

GPIO Pinos presentes no Raspberry Pi que são de entrada/saída para uso geral (do inglês *General-Purpose Input/Output*). Páginas: 20, 22

GUI Interface Gráfica do utilizador (do inglês *Graphical User Interface*). Página: 25

H.V. Alta tensão (do inglês *High Voltage*). Páginas: 13, 18

IAEA International Atomic Energy Agency. Página: 45

PCB Placa de Circuito Impresso (do inglês *Printed Circuit Board*). Páginas: ix, 22, 23

PMMA Polimetil metacrilato (do inglês *Polimethyl methacrylate*). Páginas: v, vii, 11, 14, 29, 37

POF Conector de plástico para fibra óptica (do inglês *Plastic Fiber Optic Cable Connector*). Páginas: 14, 15

PWM Modulação por Largura de Pulso (do inglês *Pulse Width Modulation*). Páginas: 20, 22

RPi Raspberry Pi. Páginas: v, vii, ix, x, 20, 22–27, 37–39

SC Conector *standard* (do inglês *Standard Connector*). Páginas: 14–16

SCL Serial Clock Line. Página: 23

SDA Serial Data Line. Página: 23

SMA Conector subminiatura versão A (do inglês *SubMiniature A connector*). Páginas: 14, 15

SMD Dispositivo de Montagem em Superfície (do inglês *Surface mount device*). Página: 23

SNR Razão Sinal Ruído (do inglês *Signal to Noise Ratio*). Páginas: xi, 33, 34

SPI Interface Periférica Serial (do inglês *Serial Peripheral Interface*). Páginas: 20, 41

SSH Ligação segura entre dois dispositivos electrónicos (do inglês *Secure Shell*). Página: 22

ST Conector de ponta recta (do inglês *Straight tip Connector*). Páginas: 14–16

TLD Dosímetro Termoluminescente (do inglês *Thermoluminescent dosimeter*). Páginas: viii, 3, 9, 10

UART Receptor-Transmissor Assíncrono Universal (do inglês *Universal asynchronous receiver-transmitter*). Páginas: ix, 20, 22, 23, 27, 41

VNC Conexão de rede virtual (do inglês *Virtual Network Connection*). Página: 22

Capítulo 1

Introdução

Os Raios-X foram descobertos em 1895, por Röntgen, quando investigava os efeitos que a radiação tinha fora de tubos de vácuo com diferentes características (antecessores dos tubos de raios catódicos usados nas primeiras televisões) enquanto estes eram percorridos por uma corrente eléctrica.

Este tipo de radiação é produzido quando um feixe de electrões, proveniente do cátodo, atinge o ânodo criando este tipo de radiação que é emitida através da janela de saída do tubo. A figura 1.1 é um esquema do tubo de Coolidge que permite produzir Raios-X, usando o método explicado.

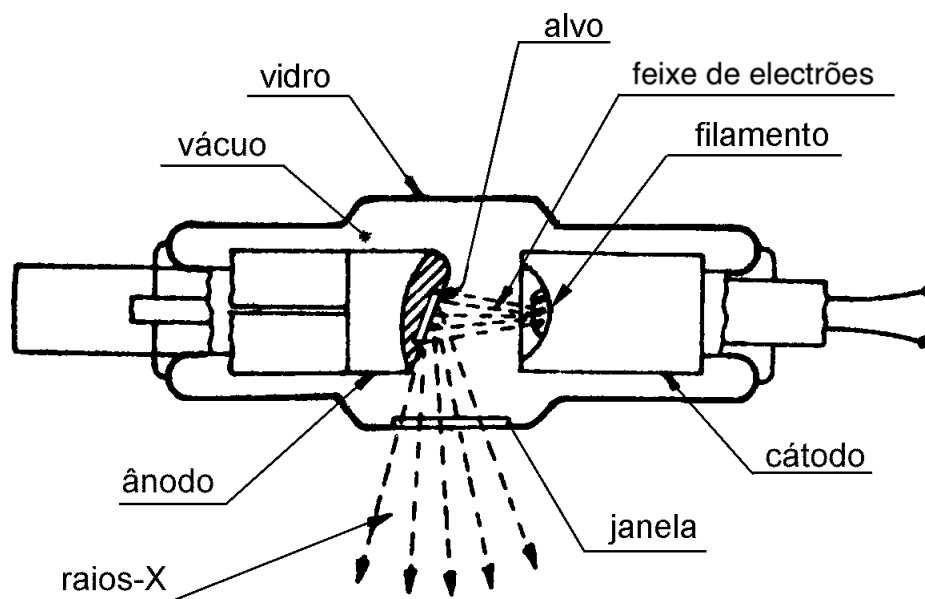


Figura 1.1: Esquema do tubo de Coolidge para a produção de Raio-X. Esquema adaptado de [1].

1.1 Protecção Radiológica

O termo protecção radiológica foi abordado pela primeira vez por Marie Curie, devido à preocupação adjacente do uso de radiações ionizantes no corpo humano sem a devida protecção. A protecção radiológica assenta em três categorias: justificação, optimização e limitação das doses. A justificação foca-se na razão da exposição à radiação

1. INTRODUÇÃO

e o benefício que advém aos indivíduos expostos, face aos efeitos adversos eventualmente causados pela exposição à radiação.

A otimização aborda os procedimentos e equipamentos que permitem manter as doses individuais e o número de pessoas expostas ao nível mais baixo possível.

A limitação das doses individuais define não só os limites máximos de dose, mas também a ideia de que cada procedimento deve envolver a menor quantidade de radiação, para os trabalhadores expostos e para o público [2].

A exposição à radiação ionizante pode vir a provocar danos determinísticos, se ultrapassar um determinado limiar de dose. Os danos determinísticos surgem tipicamente passado algumas horas ou semanas da exposição à radiação ionizante. No caso de exposição a pequenas doses, os efeitos são de origem estocástica, podendo em alguns casos ser calculada a probabilidade de ocorrência de um efeito adverso.

Existem dois modelos fundamentais, que relacionam a dose recebida com a possibilidade de contrair uma doença no futuro, o modelo linear sem limiar e o modelo linear com limiar. O modelo linear sem limiar considera que a resposta é linear para todos os níveis de radiação, baixos ou altos, o que significa que quanto maior a quantidade de radiação a que se estiver exposto maior a probabilidade de contrair uma doença no futuro derivada desta exposição.

Por outro lado, o modelo linear com limiar afirma que para valores de dose abaixo de um limite estipulado de dose esta exposição pode ser considerada segura, em contrapartida para doses superiores ao limite é que existe um aumento proporcional da probabilidade de contrair uma doença devido à exposição à radiação. Alguns autores consideram ainda, que a exposição a dose abaixo do limite de dose estabelecido tem um efeito biológico positivo que denominam por modelo hormético [3, 4]. Este efeito biológico positivo é comparado à resposta imunológica obtida pela vacinação.

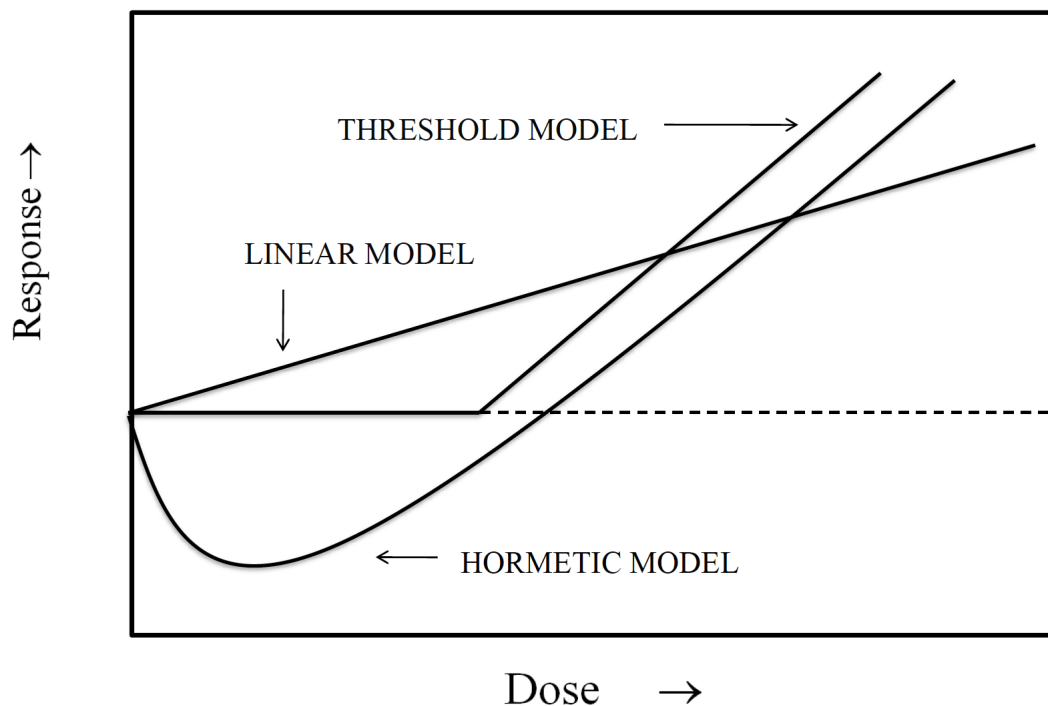


Figura 1.2: Gráfico dos modelos linear sem limiar, com limiar e hormético para probabilidade estocástica da dose absorvida pelo corpo humano [5].

1.2 Protecção Radiológica em Radiologia

A protecção radiológica tem um impacto muito mais crítico nas áreas da saúde, como é o caso da Radiologia, que envolvem radiação ionizante e exames com longa exposição a esta radiação.

Em Radiologia, a dose equivalente média varia dependendo do tipo de procedimento/exame usado, por exemplo, para exames radiográficos a dose efectiva média varia num intervalo de 0.01 até 10 mSv, para exames de tomografia computadorizada o valor já varia num intervalo de 2 a 20 mSv e para radiologia de intervenção o valor varia entre 5 e 70 mSv [6].

As protecções usadas pelos operacionais quando estão expostos a radiação são óculos de protecção, feitos de vidro com chumbo, protecção para a tiróide e aventais de chumbo, inteiros ou colete e saia. Também se usam paredes de betão com barita para diminuir a dose que atravessa para o exterior da sala.

Os dispositivos que permitem medir dose são denominados de dosímetros e existem diversos tipos que usam diferentes tecnologias. Dos diversos tipos de dosímetros os mais usados em Radiologia são os de anel, pulso e dosímetro de corpo inteiro em que a tecnologia de aquisição que usam é do tipo TLD. Os dosímetros de anel e de pulso são sobretudo usados em Radiologia de Intervenção pela exposição a que as mãos estão da fonte emissora da radiação ionizante.

1.3 Protecção Radiológica em Cardiologia de Intervenção

A protecção radiológica em Cardiologia de Intervenção tem muitos aspectos em comum com a protecção radiológica em Radiologia, sendo a divergência mais acentuada o intervalo de dose efectiva média por exame e consequentemente os dosímetros usados têm que ser adaptados para este nível de dose.

Em Cardiologia de Intervenção, a dose efectiva para o paciente varia desde 5 até 23 mSv, no entanto este intervalo encontra-se ainda subdividido pelos intervalos de dose efectiva para diferentes exames realizados. As angiografias coronárias têm valores de dose efectivas entre 5 e 9 mSv, para angioplastia coronária transluminal percutânea a dose efectiva já varia entre 6 e 15 mSv e para radio-frequência a dose efectiva varia de 17 a 23 mSv. O intervalo de dose efectiva de 5 a 23 mSv é mais restrito e mais baixo que a dose efectiva em Radiologia, pelo que os dosímetros usados nesta área vão ter que ser mais sensíveis à dose, do que os usados em Radiologia [7].

Os dosímetros usados nesta área são na maioria dosímetros de corpo inteiro e de anéis. Ambos os tipos de dosímetros abordados anteriormente podem ser categorizados como dosímetros passivos, uma vez que o valor da dose efectiva medida só é conhecida após a exposição e ambos usam a tecnologia TLD.

1.4 Dosimetria dos profissionais e do paciente em Cardiologia de Intervenção

O tipo de dosímetro mais usado pelos profissionais em Cardiologia de Intervenção é o dosímetro termoluminescente (do inglês *Thermoluminescent dosimeter*). O princípio de funcionamento dos TLD está relacionado com as interações dentro da estrutura cristalina do composto molecular usado.

Em Cardiologia de Intervenção, a monitorização da dose recebida pelo paciente é feita sobretudo com dosímetros do tipo TLD quando são procedimentos mais prolongados e envolvem mais exposição de dose para o paciente. A dosimetria aplicada ao paciente costuma recair em três níveis diferentes: dosimetria para estimação de risco estocástico, dosimetria para garantia de qualidade e dosimetria para prevenção de danos determinísticos.

O primeiro nível da dosimetria aplicada ao paciente usa as doses equivalentes e efectivas como indicadores de estimação da prática diagnóstica e da exposição da população e estima ainda o risco para a saúde dos efeitos estocásticos da radiação.

1. INTRODUÇÃO

O segundo nível da dosimetria aplicada ao paciente destina-se a avaliar o nível de optimização de um procedimento radiológico e comparar o procedimento usado, a *performance* do equipamento e desempenho da equipa face às mesmas informações obtidas de outras instalações.

O terceiro nível da dosimetria aplicada ao paciente foca-se nos danos determinísticos, causados pela radiação, na pele do paciente. Estes danos podem ser mais críticos nalgumas intervenções do que os danos estocásticos [7].

Capítulo 2

Elementos da Dosimetria

2.1 Tipos de Radiação

Podemos classificar a radiação em não ionizante e ionizante.

A radiação não ionizante é definida como a radiação sem energia suficiente para ionizar átomos ou moléculas. A luz visível e as ondas microondas são exemplos de radiação não ionizante. A radiação ionizante é definida como a radiação com energia suficiente para ionizar átomos ou moléculas. Se tomarmos o ar como referência a energia média para ionizar uma das suas moléculas é de 34 eV. Os raios-X são um exemplo de radiação ionizante. A radiação ionizante pode ser dividida em 2 categorias:

- *radiação carregada* → partículas carregadas como o electrão com energia cinética suficiente interage com átomos ou moléculas para libertar electrões ou criar radicais livres. Este processo é denominado de directo uma vez que a interação ocorre entre a partícula e o átomo ou molécula sem recurso a um intermediário;
- *radiação neutra* → partículas neutras, como fotões ou neutrões, interagem com átomos ou moléculas para libertar partículas carregadas. Estas partículas carregadas vão, por sua vez, interagir com os átomos e as moléculas provocando excitação ou ionização directa.

Os raios-X são produzidos quando um feixe de electrões, proveniente do cátodo, embate no ânodo e desacelera. Este feixe de electrões é produzido quando se cria uma diferença de potencial elevado entre os dois eléctrodos, cátodo e ânodo. Este efeito de produção dos fotões de raios-X é denominado por efeito de *Bremsstrahlung* ou radiação de travagem. Os raios-X de fluorescência são produzidos quando após a colisão do electrão do feixe com o material do ânodo e um electrão atómico é ejectado do seu nível. Na sequência deste processo os átomos deste material desexcitam-se emitindo radiação característica. O valor da energia desta radiação corresponde à diferença de energias entre os níveis atómicos nos quais se dá a transição do electrão atómico (figura 2.1).

2. ELEMENTOS DA DOSIMETRIA

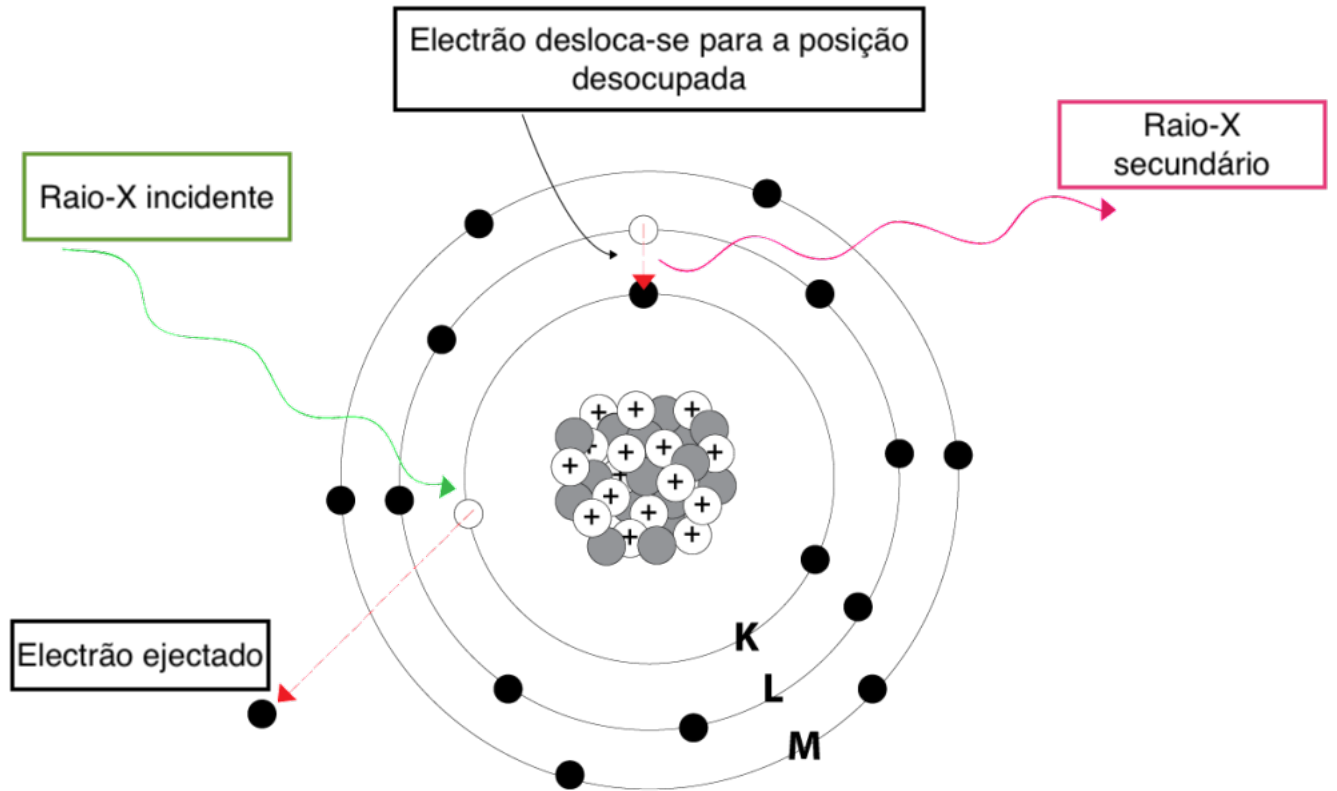


Figura 2.1: Representação da produção de Raio-X de fluorescência. Esquema adaptado de [8].

2.2 Dose, Dose equivalente e Dose efectiva

Dose é a razão entre a energia média, $d\bar{e}$, depositada numa quantidade de matéria de massa dm pela radiação ionizante:

$$D = \frac{d\bar{e}}{dm}. \quad (2.1)$$

A sua unidade no Sistema Internacional é o gray (Gy), sendo o equivalente a 1 joule de energia depositado em 1 quilograma de matéria.

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$$

Dose equivalente H_T é a dose que um tecido T recebe quando irradiado por um campo multiplicada por um factor de qualidade que depende do tipo de radiação R .

$$H_T = \sum_R w_R \times D_{T,R} \quad (2.2)$$

2.2 Dose, Dose equivalente e Dose efectiva

A equação 2.2 permite determinar o seu valor e a unidade no Sistema Internacional é o sievert (Sv). Este conceito foi criado porque se constatou que os órgãos e tecidos humanos têm radiosensibilidades para diferentes tipos de radiação. Os factores w_R não têm dimensões, pelo que $1\text{ Sv} = 1\text{ Gy}$.

Na equação 2.2, $D_{T,R}$ é a dose em gray (Gy) fornecida ao tecido T pelo campo de radiação R e w_R é o factor de peso da radiação de tipo R e a tabela 2.1 mostra qual o valor a usar para o tipo de radiação em estudo.

Tabela 2.1: Factor de peso, w_R , dos diferentes tipos de Radiação para o cálculo da dose equivalente, H_T , ver equação 2.2. Tabela proveniente da Euratom 2013/59.

Tipo de Radiação	w_R
Fotões	1
Electrões e muões	1
Protões e piões carregados	2
Partículas alfa, fragmentos de fissão, iões pesados	20
Neutrões, $E_n < 1\text{ MeV}$	$2.5 + 18.2e^{-\frac{\ln(E_n)]^2}{6}}$
Neutrões, $1\text{ MeV} \leq E_n \leq 50\text{ MeV}$	$5 + 17.0e^{-\frac{\ln(2E_n)]^2}{6}}$
Neutrões, $E_n > 50\text{ MeV}$	$2.5 + 3.25e^{-\frac{\ln(0.04E_n)]^2}{6}}$

Dose efectiva E é a dose equivalente ao corpo inteiro, não sendo possível ser medida no indivíduo e a sua unidade no Sistema Internacional é Sv. No entanto, a dose efectiva pode ser calculada usando a equação 2.3, em que $\sum_T w_T$ é a soma da contribuição dos órgãos e tecidos afectados pela exposição à dose [3]. A tabela 2.2 apresenta a contribuição que os diferentes tecidos e órgãos têm para o valor final da dose efectiva.

$$E = \sum_T w_T \times H_T \quad (2.3)$$

Estes dois tipos de quantidades dosimétricas são especialmente importantes para a monitorização da dose que os profissionais de saúde recebem, uma vez que estão em constante contacto com radiações ionizantes e precisam de ter uma monitorização permanente para não excederem o limite legal definido pela EURATOM para a dose recebida anual ou quinquenalmente. Os limites de dose individuais encontram-se apresentados na tabela 2.3.

2. ELEMENTOS DA DOSIMETRIA

Tabela 2.2: Soma da contribuição dos diferentes órgãos e tecidos, w_T , e a contribuição dos diferentes órgãos e tecidos para a referência do homem e da mulher (respectivamente w_{TH} e w_{TM}), para o cálculo da dose efectiva, E .

Tecido	w_{TH}^a	w_{TM}^b	w_T
Medula óssea (vermelha)	0.144	0.080	0.12
Cólon	0.138	0.044	0.12
Pulmão	0.124	0.182	0.12
Estômago	0.12	0.117	0.12
Peito	-	0.240	0.12
Tecidos diversos ^c	0.256	0.155	0.12
Gónadas	0.053	0.038	0.08
Bexiga	0.036	0.024	0.04
Esófago	0.026	0.021	0.04
Fígado	0.075	0.026	0.04
Tiroide	0.010	0.031	0.04
Superfície óssea	0.011	0.008	0.01
Cérebro	-	-	0.01
Glândulas salivares	-	-	0.01
Pele	0.008	0.006	0.01

^a O factor de contribuição w_{TH} é referente à referência masculina para a dose efectiva num homem adulto [9, 10].

^b O factor de contribuição w_{TM} é referente à referência feminina para a dose efectiva numa mulher adulta [9, 10].

^c O valor do w_T para os "tecidos diversos" (0.12) aplica-se à média aritmética das doses dos 13 órgãos e tecidos seguidamente enumerados, por sexo. Tecidos diversos: tecido suprarrenal, região extratorácica (ET), vesícula biliar, coração, rins, gânglios linfáticos, músculo, mucosa bucal, pâncreas, próstata (sexo masculino), intestino delgado, baço, timo, útero/colo do útero (sexo feminino).

Tabela 2.3: Limites de doses individuais.

	E Corpo Inteiro	H_T Pele	H_T Cristalino
Público	1 mSv/ano	50 mSv/ano	15 mSv/ano
Trabalhadores expostos	20 mSv/ano ou 100 mSv/ 5anos ¹	500 mSv/ano	20 mSv/ano ou 100 mSv/5anos ¹
Estudantes (16-18 anos)	6 mSv/ano	150 mSv/ano	15 mSv/ano
Grávidas	1 mSv/ano		

¹ limite máximo de dose efectiva para a exposição de profissionais é de 20 mSv por ano ou 50 mSv num ano desde que a média ao fim de 5 anos seja inferior a 20 mSv. Para mais informações ver [11].

2.3 Câmara de ionização

A câmara de ionização é o detector de radiação baseado na ionização directa do ar contido num volume bem definido, tendo uma aplicação bastante diversificada na detecção e medição de diferentes tipos de radiação ionizante, como raios-X, raios- γ e electrões. A figura 2.2 representa o princípio de funcionamento de uma câmara de ionização.

Na câmara de ionização as cargas criadas por ionização do ar são completamente colectadas através da aplicação de um campo eléctrico. As câmaras de ionização tem uma resposta linear à radiação num intervalo elevado de energias. Alterando as especificações do volume da câmara, a sua sensibilidade vai variar o que permite ter um intervalo da taxa de dose absorvida bastante variável.

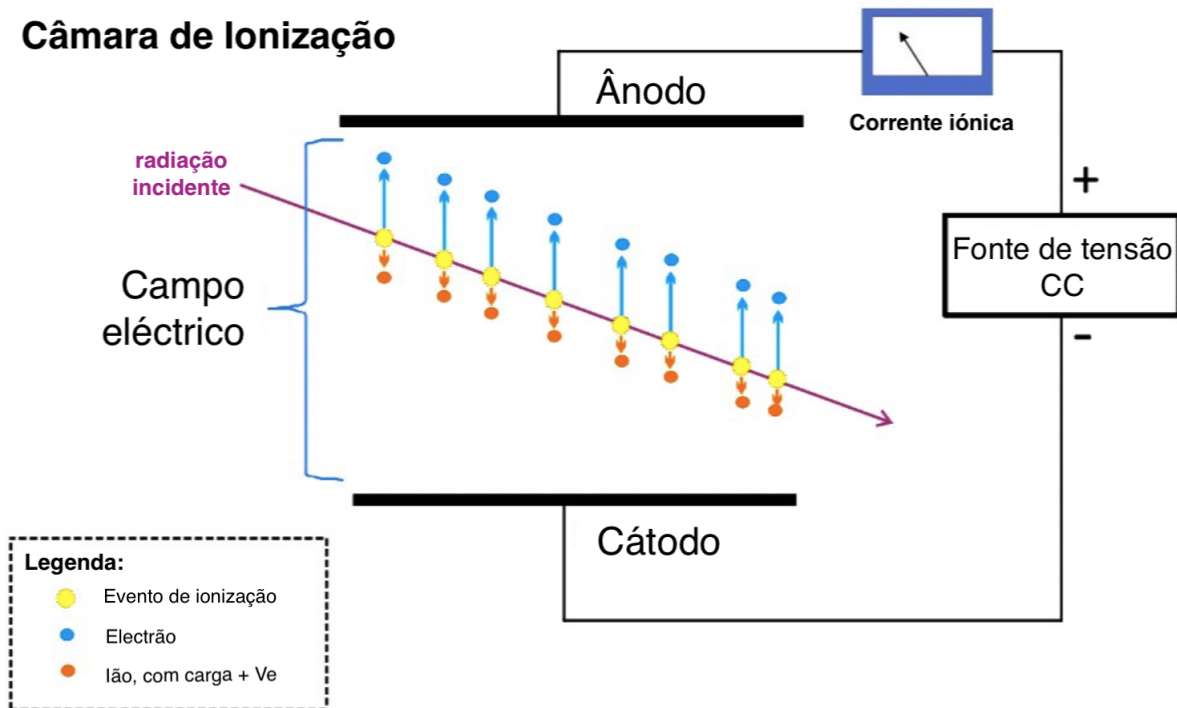


Figura 2.2: Representação do princípio de funcionamento de uma câmara de ionização. Esquema adaptado de [12].

2.4 Dosimetria TLD

O tipo de dosímetro mais usado pelos profissionais em Cardiologia de Intervenção é o dosímetro termoluminescente (do inglês *Thermoluminescent dosimeter*).

A estrutura atômica de um átomo isolado é organizada por níveis de energia discretos, enquanto que na estrutura cristalina os níveis de energia das bandas de valência dos electrões apresentam níveis de energia contínuos e são divididos em bandas de energia permitida e regiões de energia proibida. A causa dos níveis de energia serem contínuos advém da interação interatômica que provém da perturbação nos níveis de energia e que resulta na ampliação das bandas de valência e condução e na continuidade dos níveis de energia destas bandas. Estas bandas permitem o movimento livre dos electrões dentro da rede cristalina.

A diferença de energia entre a banda de valência, região mais energética totalmente preenchida de electrões, para a banda de condução, região menos energética que não está totalmente preenchida de electrões, nos materiais condutores é muito baixa o que permite que os electrões transitem da primeira banda para a segunda banda quando receberem energia suficiente para tal. Esta transição do electrão da banda de valência para a banda de condução cria na banda de valência um buraco positivo e tanto os electrões como os buracos podem deslocar-se livremente nas respectivas bandas. No entanto este fenómeno só acontece para cristais perfeitos, isto é, sem defeitos ou impurezas na sua constituição. Num cristal que tenha defeitos ou impurezas observa-se variações nas energias das bandas de valência e de condução e da criação de níveis locais de energia na região proibida entre as bandas de valência e de condução.

2. ELEMENTOS DA DOSIMETRIA

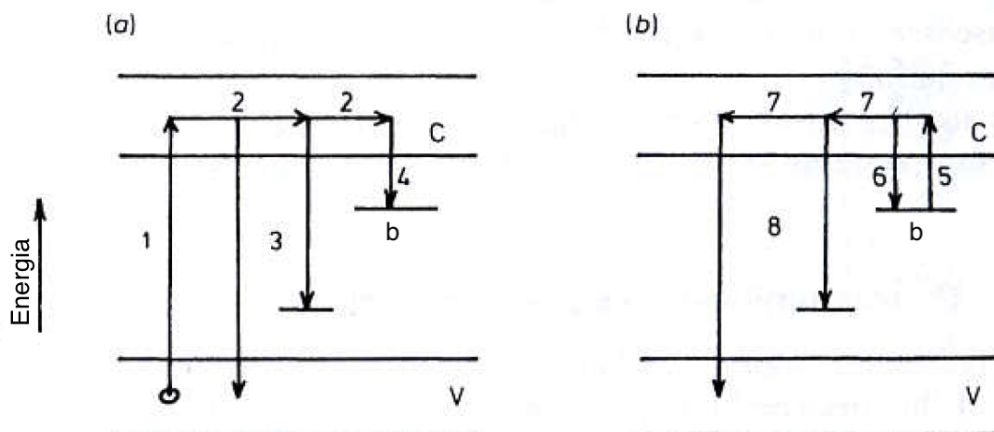


Figura 2.3: Esquema do fenômeno de termoluminescência. O esquema em figura 2.3 *a* descreve a reação que o electrão pode ter quando recebe energia suficiente para passar da banda de valência, V, para a banda de condução, C. O esquema apresentado em figura 2.3 *b* ocorre quando o electrão recebe energia térmica suficiente para transitar da armadilha b para a banda de condução, representado pelo passo 5, podendo depois transitar de volta para a armadilha b ou transitar para a banda de valência [13].

O esquema na figura 2.3*a* descreve a transição que o electrão pode ter quando recebe energia suficiente para passar da banda de valência, V, para a banda de condução, C. O electrão desloca-se na banda de condução até transitar para a banda de valência ou para o *higher energy recombination centre*, representado pelo passo 3, ou ainda para a armadilha b, representado pelo passo 4. Se estas transições forem complementadas pela emissão de um fóton então este fenómeno é designado por fluorescência. Se a armadilha b não for profunda o suficiente o electrão pode-se libertar através da energia térmica adquirida pela temperatura ambiente e recombinar-se na banda de valência. Este fenómeno é denominado por fosforescência.

Se a armadilha for muito profunda, o material pode precisar de aumentar a sua temperatura para permitir que o electrão receba energia térmica suficiente para puder passar da armadilha b para a banda de condução, representado pelo passo 5 da figura 2.3*b*. Na banda de condução, o electrão pode voltar a ficar preso na armadilha b, representado pelo passo 6, ou migrar na banda de condução, passo 7, até decair para o *higher energy recombination centre* ou a banda de valência, representado pelo passo 8. Se estas transições forem complementadas por emissão de um fóton, então o fenómeno é denominado por termoluminescência. Ainda podem ocorrer outros processos nas transições dos esquemas da figura 2.3 que não foram descritos anteriormente.

É conhecido ainda que a eficiência da termoluminescência aumenta quanto maior for o número de impurezas, uma vez que aumenta o número de armadilhas presentes na rede cristalina. Este facto leva à introdução deliberada de impurezas nos materiais usados para aumentar a sua eficiência.

Os materiais constituintes do TLD medem a energia absorvida pelos próprios materiais e não pela dose absorvida de outros materiais, como por exemplo água. Se queremos saber a dose absorvida em água quando usamos um TLD para fazer a medição precisamos de fazer o rácio entre os coeficientes de absorção de energia do material do TLD e da água, e quanto maior for a diferença dos números atómicos do material do TLD e da água maior será este rácio. No entanto é preciso garantir que a água e o material do TLD após serem irradiados por fótons atingem o equilíbrio electrónico antes de ir determinar o rácio dos coeficientes de absorvidação de energia. Os materiais tipicamente usados para TLD, em dosimetria médica, são fluoreto de lítio, LiF, e borato de lítio, $Li_2B_4O_7$, que têm número atómico próximo da água e dos tecidos moles [13].

2.5 Dosimetria com cintiladores de plástico

Os materiais cintiladores quando irradiados por radiação ionizante emitem luz e esta luz pode ser detectada com um fotomultiplicador. Numa primeira aproximação, a corrente obtida à saída do fotomultiplicador é proporcional à taxa de energia absorvida pelo material de cintilador usado.

A combinação de cintilador e fotomultiplicador permite formar um dispositivo bastante sensível. O fotomultiplicador tem um ganho 10^7 permitindo valores de intensidade de corrente entre os pA e nA. Estes valores são maiores do que os obtidos de uma câmara de ionização com o mesmo volume de aquisição que o cintilador. A necessidade de um ganho elevado é devida ao sinal obtido ser muito baixo e ser preciso ampliar o valor para ser possível a sua leitura pelo equipamento.

Os cintiladores de plástico têm sido usados em dosimetria desde há muito tempo. Foram extensamente estudadas as propriedades e aplicações destes cintiladores para feixes de fótons produzidos por equipamentos de *megavoltagem* [14]. No entanto, para feixes de fótons de baixa energia (no intervalo útil para radiologia) estes cintiladores são menos caracterizados e o seu comportamento não é totalmente conhecido. Vários trabalhos demonstraram que os cintiladores de plásticos apresentam dependência da sensibilidade inerente em função da energia efectiva [15]. Este efeito é explicado como consequência de um processo de *quenching*, sendo o rendimento da luz do cintilador não proporcional à energia depositada.

Os dosímetros de cintilação de plástico têm algumas características que os tornam apelativos para o seu uso na dosimetria em feixes de radiação X produzidos por tubos de kV. Os fotodetectores como PMT's, fotodíodos e SiPM podem ser usados como dispositivos de leitura. Para a região de baixa energia, abaixo do limiar de produção de radiação Cherenkov, a luz de fundo tem a sua origem principal em processos de radioluminescência no cabo óptico que transmite o sinal para o fotodetector. Esta luz de fundo pode ser reduzida usando fibras ópticas de PMMA de baixa radioluminescência. Estes dosímetros apresentam ainda a característica de serem difíceis de diferenciar dos tecidos moles em imagens radiográficas, o que constitui uma vantagem. O sinal por eles produzido tem uma pequena variação com a temperatura e não depende da pressão atmosférica ou humidade.

A relação entre a dose medida pelo cintilador e pela água pode ser calculada tendo em conta os seguintes aspectos: para um feixe de fótons de baixa energia a dose e o Kerma têm valores aproximadamente idênticos. Por outro lado, o cintilador para estas energias pode ser considerado uma cavidade grande. Neste caso o kerma é dado pela equação 2.4 [16].

$$K = \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) E \Phi \quad (2.4)$$

onde Φ é fluência dos fótons, E a sua energia e (μ_{tr}/ρ) é o coeficiente mássico de energia transferido para o cintilador [13].

Para feixes policromáticos o integral sobre o espectro de energia é dado por

$$K \approx \int \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) E \frac{d\Phi}{dE} dE. \quad (2.5)$$

Para o feixe de fótons policromático a energia da fluência Ψ para um determinado ponto é dado por

$$\Psi = \int E \frac{d\Phi}{dE} dE.$$

Dividindo ambos os termos da equação 2.5 por Ψ , obtemos

$$\frac{K}{\Psi} \approx \frac{1}{\Psi} \int \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) E \frac{d\Phi}{dE} dE \quad (2.6)$$

2. ELEMENTOS DA DOSIMETRIA

Finalmente obtemos que o valor para o kerma é dado pela equação 2.7.

$$K \approx \left(\frac{\overline{\mu_{tr}}}{\rho} \right) \Psi \quad (2.7)$$

Para feixes de fótons de baixa energia (abaixo da energia de ^{60}Co) (μ_{tr}/ρ) pode ser aproximado pelo coeficiente de absorção de energia mássica (μ_{en}/ρ) . Se pudermos assumir que existe equilíbrio para as partículas carregadas então, o Kerma K é igual à dose depositada D . Se pudermos assumir que a fluência de energia é igual para os dois materiais (o material onde se encontra inserido o dosímetro e o material do dosímetro), então a razão entre as doses é a seguinte:

$$\frac{D_m}{D_{sc}} = \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_m}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{sc}}$$

onde m é o índice para o material do meio e sc é o índice para o cintilador.

Capítulo 3

Desenvolvimento do Protótipo

O desenvolvimento do protótipo de dosímetro pode ser dividido em duas partes:

- Sistema de medição;
- Sistema de aquisição.

O sistema de medição refere-se ao sistema que permite que o sinal seja adquirido desde o cintilador até ao fotodetector que o converte para corrente. O sistema de aquisição é o sistema que recebe o sinal proveniente do fotodetector, depois deste ser amplificado por um amplificador, e o analisa para ser apresentado.

O esquema completo da montagem experimental encontra-se representado na figura 3.1 . A componente "cintilador/cabo óptico" é constituído pelo cintilador na extremidade que está exposta à fonte de Raios-X e, na outra extremidade, tem um conector que acopla e prende a extremidade da fibra perto da janela do fotodetector. A componente "Sistema de Processamento" é constituída por um conversor de sinal que recebe o sinal amplificado pelo amplificador e transmite-o para o sistema de controlo que irá proceder à restante análise requerida.

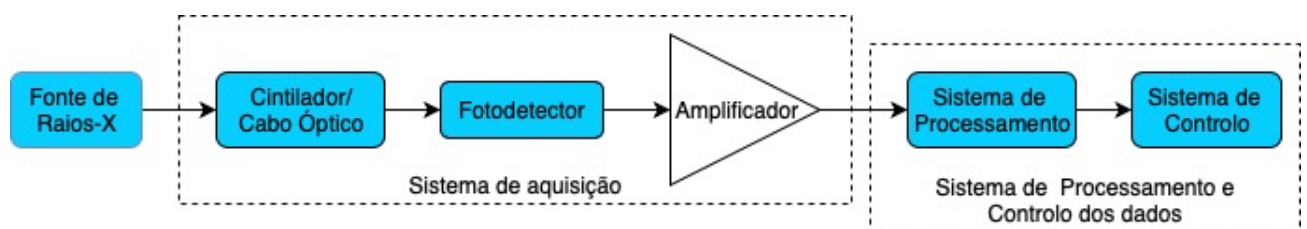


Figura 3.1: Esquema global dos componentes do equipamento desenvolvido.

3.1 Selecção do cintilador, cabo óptico e fotodetector

A primeira escolha a ser feita é relativa ao cintilador, cabo óptico e fotodetector a usar na aquisição do sinal da fonte de raios-X. De trabalhos anteriores [17], era conhecido que a combinação entre o cintilador da Saint-Gobain BC-404 [18, 19] e o fotomultiplicador PMT R647 da *Hamamatsu* [20] tinha a melhor resposta para o intervalo de baixa energia dos fotões em estudo. As características do cintilador estão descritas na tabela 3.1. A tabela 3.2 apresenta as principais características do fotomultiplicador usado. No entanto, é de referir que o fotomultiplicador precisa de ser alimentado a H.V. para que funcione correctamente.

3. DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO

Tabela 3.1: Características do cintilador BC-404 da Saint-Gobain. Para mais informações [18].

Modelo	BC-404
Fabricante	Saint-Gobain
Pico de Emissão	408 mm
Composição da Matriz	Poliviniltolueno (PVT)
Índice de Refracção	1.58
Densidade	1.032 g/cm^3

Tabela 3.2: Características do fotomultiplicador PMT R647P da Hamamatsu. Para mais informações [20].

Modelo	PMT R647P
Fabricante	Hamamatsu
Diâmetro do Tubo	13 mm
Diâmetro do Fotodetector	10 mm
Pico do Comprimento de Onda	420 nm
Material do Fotodetector	Biakali
Material da Janela	Vidro Borosilicate
Tensão Máxima	1250 V
Ruído Típico (corrente escura)	1 nA

O cabo óptico usado foi o SK-80 da *Mitsubishi Rayon optical fiber* e as suas características encontram-se na tabela 3.3.

Tabela 3.3: Características do cabo óptico SK-80 da *Mitsubishi Rayon optical fiber*. Para mais informações [21].

Modelo	SK-80
Fabricante	<i>Mitsubishi Rayon optical fiber</i>
Diâmetro	1.96 mm
Material	Acrílico (PMMA)
Peso Aproximado	4 g/m
Índice de Refracção do Núcleo	1.49
Atenuação	0.15 dB/m

3.2 O conector para os cabos ópticos

A recepção do sinal proveniente de cabo óptico para o fotomultiplicador pode ser feita com recurso a um conector. Existem diversos modelos de conectores usados actualmente para permitir a leitura do sinal óptico por parte do fotomultiplicador. Os modelos de conector mais usados com fibra óptica são os conectores FC, SC, SMA, ST e POF [22]. Estes modelos encontram-se apresentados na figura 3.2 .

3.2 O conector para os cabos ópticos

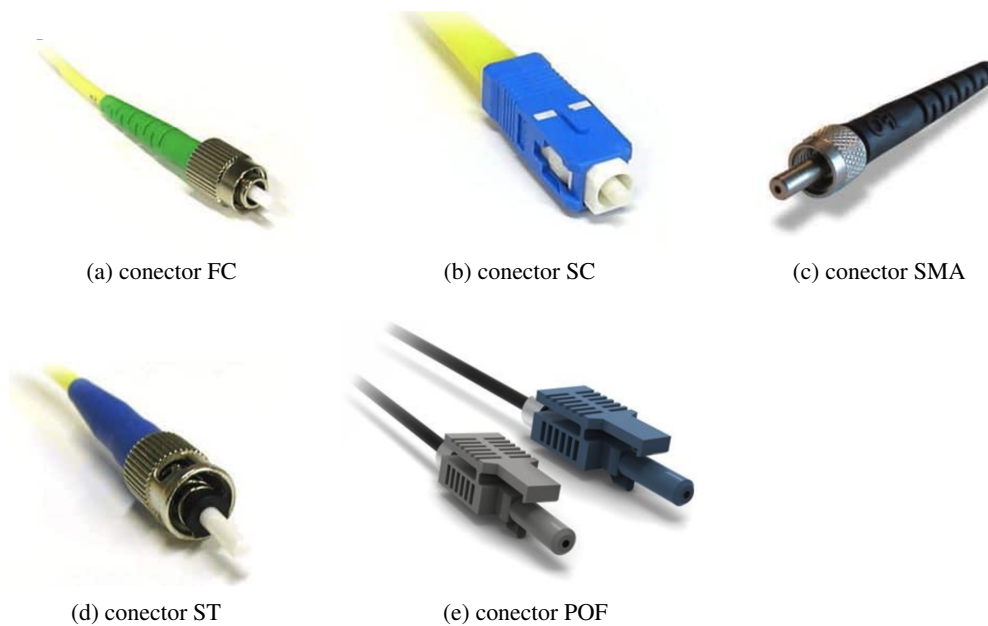


Figura 3.2: Modelos de conectores mais usados com fibras ópticas. Imagens usadas segundo [23].

Os conectores FC foram inicialmente denominados por *Field Assembly Connector* pelo seu criador. Este conector foi durante muitos anos o conector usado para fibras *singlemode*, isto é, fibras em que só existe um feixe de luz a percorrer o seu interior de uma extremidade para a outra da fibra. Este tipo de fibra permite transmitir a informação por uma distância superior às fibras multimodo. Este conector tem um encaixe em rosca e no seu uso é preciso garantir que a fibra está alinhada com o retransmissor antes de se enroscar o conector. Este tipo de conector tem sido substituído pelos conectores tipo SC ou LC (*lucent connector*) [24].

O Conector subminiatura versão A (do inglês *SubMiniature A connector*) é o precursor dos conectores ST. O SMA é o principal conector para a radiação microondas e para radiofrequência. Estes conectores são usados em sistemas electrónicos com comunicação de radiofrequência, com frequências de transmissão até 18 GHz. Estes conectores ainda são usados nalguns sistemas de comunicação militares. Mais informação relativa a este tipo de conector em [25][26].

O Conector de ponta recta (do inglês *Straight tip Connector*) é o modelo de conector mais usado na indústria devido ao seu elevado desempenho com fibras ópticas. Este modelo substituiu o seu predecessor SMA em muitas das suas aplicações. O Conector *standard* (do inglês *Standard Connector*) é um conector duplo para fibra óptica com encaixe do tipo *push-pull lock*. Estes conectores são tipicamente usados em comunicação de dados, televisão por cabo e ambientes de radiotelefonia [27].

Os conectores abordados anteriormente são metálicos, para além destes existem ainda os conectores de plástico para fibra óptica (POF) que são mais baratos, mais resistentes a impactos e de fácil aplicação [28].

Estes modelos de conectores podem ser classificados em três categorias diferentes: conectores polidos e com epoxy, conectores polidos e sem epoxy ou com epoxy carregado previamente e ainda conectores sem polimento e sem epoxy.

A primeira categoria de conectores foi inicialmente desenvolvida como terminação de um sistema ou transmissão de informação para um novo sistema. As vantagens dos conectores desta categoria é a robustez, que lhes permite suportar maior stress mecânico do que os conectores habituais, o tamanho do cabo óptico, esta categoria permite o uso de cabos ópticos de diferentes diâmetros e o número de cabos ópticos por conector, isto é, a possibilidade de ter mais do que um cabo óptico ou fibra num só conector. Esta categoria inclui conectores de diferentes modelos como SC, ST, FC, SMA, LC, entre outros.

3. DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO

A segunda categoria de conectores tem a vantagem de ser mais fácil de montar face à categoria anterior. Os conectores desta categoria usam um mecanismo de prensa interna e os modelos de conector que têm modelos nesta categoria são os FC, SC, ST, entre outros.

A última categoria tem a característica de baixo custo e *design* simples, no entanto a sua durabilidade é bastante pequena. Os conectores que permitem este tipo de características são os FC, SC, ST, LC, entre outros [22].

3.3 Conector desenvolvido: o porquê de fazer diferente

O conector a usar neste trabalho tinha que satisfazer dois critérios:

- **prender a fibra** → Este detalhe permitia que a fibra fosse presa no conector, **fora** da caixa onde se encontra o fotodetector, não sendo preciso, deste modo, ter um componente dentro da caixa com essa função;
- **fácil reposição da fibra** → No caso da fibra se danificar o conector desenvolvido teria que permitir uma fácil reposição da fibra.

A maioria dos conectores existentes no mercado fixam a fibra ao conector com recurso a epoxy o que invalidava a reutilização do conector quando a fibra se parte, invalidando assim o segundo critério abordado anteriormente. Uma vez que o número de cintiladores disponível para testes era pequeno optou-se pelo desenvolvimento de um conector que não implicasse o descartar de todo o conjunto no caso de serem necessárias alterações. O outro factor que pesou no desenvolvimento deste conector foi o facto de utilizarmos fibras com uma bainha protectora de dimensões não standard que inviabilizavam a utilização dos conectores comerciais.

Os conector ST, da empresa *Industrial Fiber Optics*, modelo de conector usado em diversas aplicações [29], poderia ter sido implementado neste projecto. No entanto, este conector prende a fibra ao conector com o recurso a cola, pelo que sendo necessária a substituição da fibra seria preciso ter muito cuidado para poder reutilizar o conector ST ou mesmo ter que substituir a fibra e o conector em conjunto.

Uma vez que o conector ST da *Industrial Fiber Optics* não se adequava ao equipamento a desenvolver, foi criado um conector no software de desenho de peças em 3D Fusion 360 da empresa *Autodesk*. O conector desenvolvido procura satisfazer os critérios supra referidos e ainda os seguintes:

- **diâmetro da fibra** → A fibra usada é um cabo óptico SK80 em PMMA de 2 mm de diâmetro comercializado pela *Industrial Fiber Optics* [21]. O cabo pode ser adquirido com uma manga protectora da luz ambiente, ou sem manga, sendo necessário posteriormente introduzir a fibra numa manga apropriada. Os cabos ópticos usados neste projecto usam os dois tipos de opção. Com manga incluída, sendo o seu diâmetro total de 3 mm e cabo sem manga incluída, sendo necessário introduzir o cabo numa manga protectora;
- **diâmetro das espiras da rosca que entra na caixa** → Pretendíamos obter o diâmetro mais pequeno possível sem risco do conector se quebrar e, para atingir este objetivo, definimos o diâmetro das espiras da rosca que entram na caixa para 9 mm com espaçamento de 1.25 ($M9 \times 1.25$) e diâmetro interno de 6 milímetros para que a peça com a fibra entre, após a impressão do conector numa impressora 3D, sem ser preciso ajustar;
- **peça móvel** → É o mecanismo ou construção da peça principal que permite a rotação independente da peça móvel face à sua porção fixa e que limita a quantidade de luz que pode entrar dentro da caixa. O desenho da peça usado encontra-se apresentado na figura 3.4;
- **encaixe entre a peça da fibra e a peça da caixa** → O conector foi desenvolvido de forma a que o encaixe entre a peça da fibra com a da caixa seja através de uma rosca, em vez de se utilizar um encaixe de baioneta que é o usual neste tipo de conector;

3.3 Conector desenvolvido: o porquê de fazer diferente

- **comprimento total do conector** → Queríamos um conector de pequena dimensão como os conectores ST da *Industrial Fiber Optics*. A versão final tem um comprimento total de aproximadamente 44 mm. O modelo que foi usado como comparação foi o da *Industrial Fiber Optics* tem 47 mm;
- **mecanismo de bloqueio da fibra** → É o sistema que permite travar o movimento indesejado da fibra causado por forças externas. Para realizarmos tal feito, recorremos à utilização de uma porca de aperto da Dremel e uma pinça com 3.2 milímetros de diâmetro. Com a implementação destas duas componentes foi possível travar, na perfeição, o movimento da fibra com manga dentro do conector.

O desenho da versão final do conector é apresentado na figura 3.3.

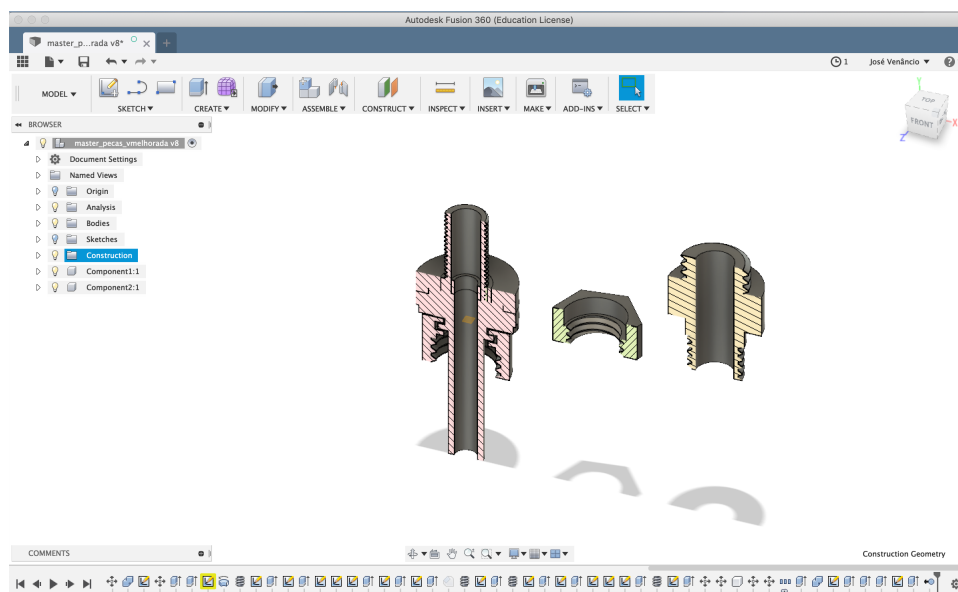


Figura 3.3: Captura de ecrã do software Fusion 360 - versão final do conector e dos componentes constituintes. Os 2 elementos da direita são a porca e a peça fixa à caixa do fotosensor. A peça à esquerda entra dentro da peça amarela.

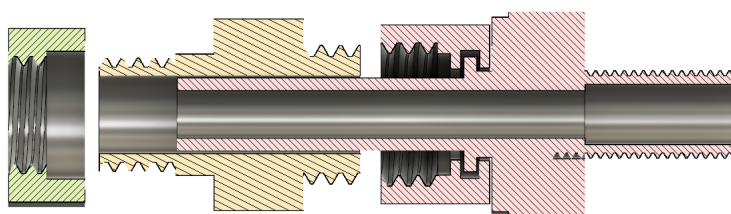


Figura 3.4: Mecanismo para deslocamento da peça móvel impendendo entrada de luz.

A figura 3.5 apresenta o esquema de funcionamento do conector desenvolvido e a junção das mangas acopladas bem como da função que cada componente vai ter. O cabo ótico passa pela porca de aperto (à direita na foto) e a fibra passa pelo meio da pinça de aperto que não deixa, quer a fibra quer a manga, deslizarem quando a porca de aperto é colocada e apertada no conector. Por seu lado, a fibra fica rente à saída do lado esquerdo do conector desenvolvido, como ilustrado pela linha vertical a tracejado. Trava-se a fibra nessa posição, uma vez que dentro da caixa o fotomultiplicador se encontra muito perto da região onde o conector vai terminar. Foi adicionado ao cabo ótico mangas de diâmetros ligeiramente superior à do cabo para diminuir a quantidade de luz que iria entrar para dentro da caixa pelas aberturas entre a pinça aperto e a porca aperto.

Por seu lado, a figura 3.6 compara a disposição do fotomultiplicador no interior da sua caixa em duas situações distintas. Na primeira situação, a caixa não usa um conector para orientar e prender a fibra mas sim um bloco,

3. DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO

a preto na imagem, para prender a fibra junto à janela do fotomultiplicador. Nesta situação se ocorrer algum problema com o cabo óptico e seja necessária a sua reposição é preciso abrir a caixa, desacoplá-lo do bloco e proceder à sua substituição. Esta era a configuração adoptada no início deste projecto para fazer a retenção da fibra em frente ao fotomultiplicador. Na segunda situação usa-se o conector desenvolvido o que permite encostar a janela do fotomultiplicador ao fim do conector, como observado na ampliação no canto inferior direito da imagem. Esta proximidade entre a janela do fotomultiplicador e o fim do conector permite que a perda de luz por dispersão seja menor, o que permite ter uma eficiência superior na aquisição do sinal no fotomultiplicador. Ainda é possível identificar do lado esquerdo da imagem, para ambas as caixas, a saída do sinal do fotomultiplicador e a sua alimentação à alta tensão (H.V.).

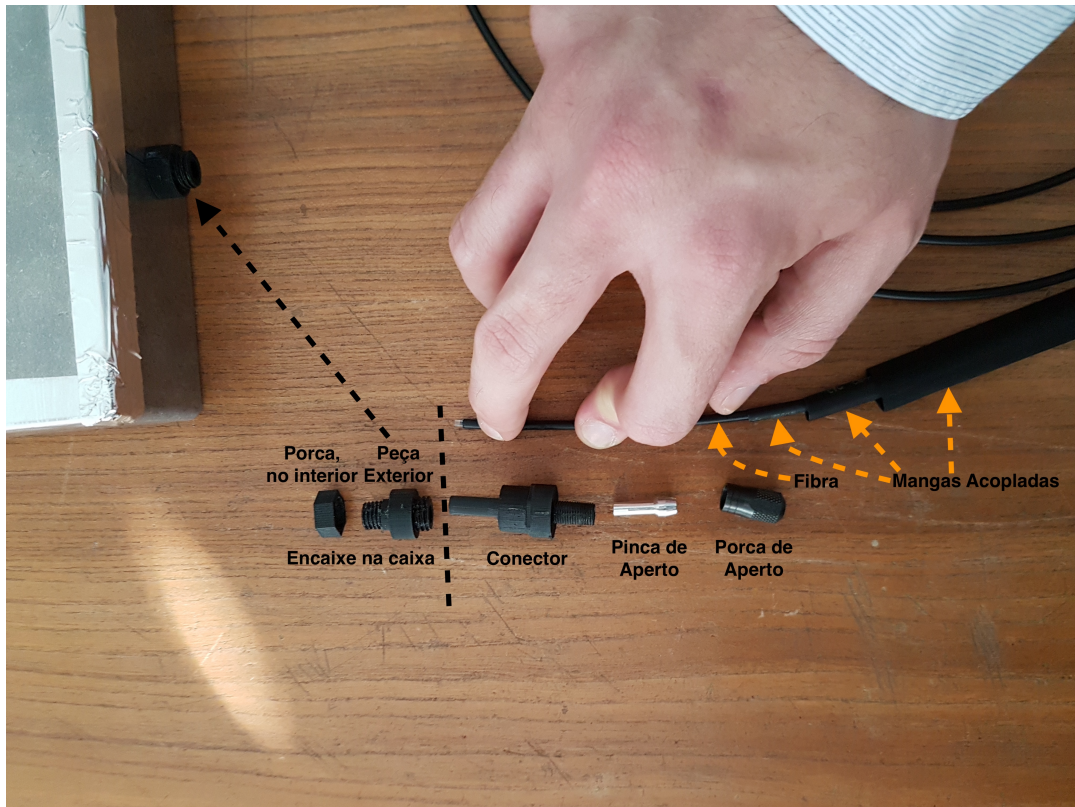


Figura 3.5: Esquema do funcionamento do conector desenvolvido.

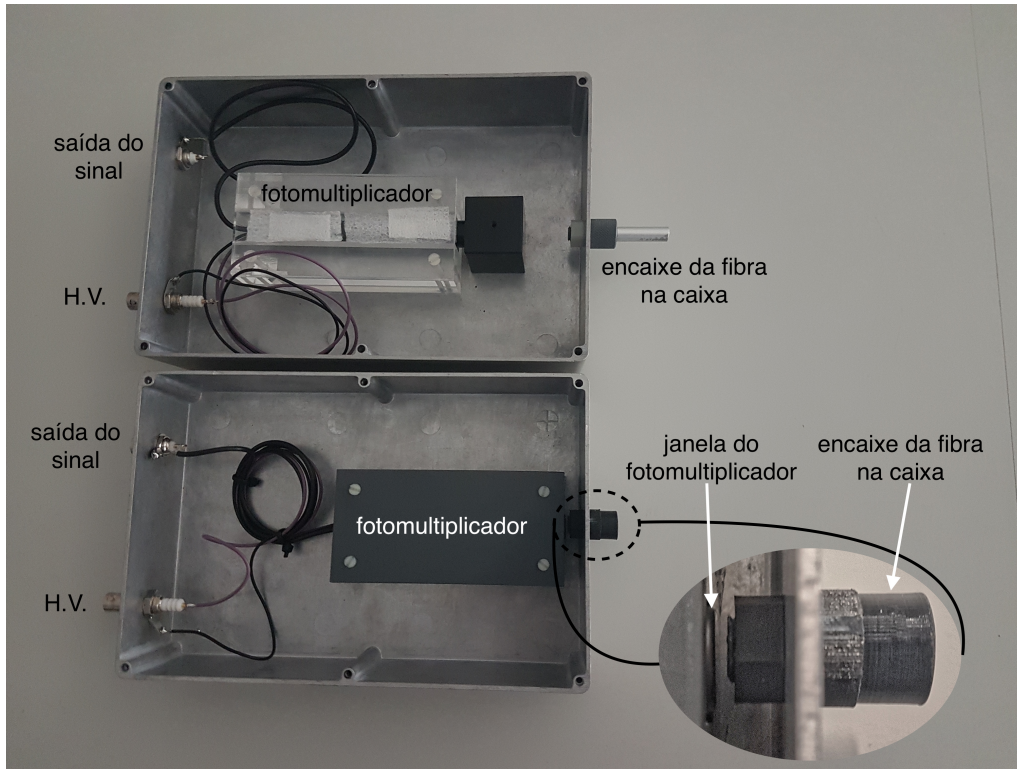


Figura 3.6: Comparação da disposição no interior da caixa do fotomultiplicador em duas situações distintas usadas durante os testes.

3.4 Sistema de amplificação da Mazet

Os valores do sinal à saída do fotomultiplicador são baixos demais para o sistema de aquisição os poder tratar, pelo que é preciso usar um sistema de amplificação que amplifique o sinal para valores da ordem do volt. O amplificador escolhido para este equipamento foi o MTI04CS da Mazet. Este amplificador apareceu no mercado em 2013 e a empresa Mazet foi entretanto comprada e integrada por outra chamada AMS, pelo que o amplificador escolhido para o protótipo tem actualmente outro nome de modelo que é AS89000 [30]. O MTI04CS é um amplificador de transimpedância. Estes amplificadores permitem converter a corrente de entrada no conversor, fornecida pelo fotomultiplicador, para tensão à saída do mesmo. O valor do ganho é controlado pelo valor da resistência R_f , apresentada na figura 3.7.

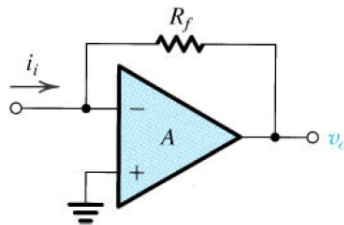


Figura 3.7: Representação de um amplificador de transimpedância.

O ganho escolhido no MTI04CS permite amplificar a corrente de entrada no amplificador (na ordem do $\mu A, 10^{-6} A$) para um valor à saída de até 4.1 V. Este valor máximo de tensão à saída é dependente da tensão de alimentação do amplificador. Este amplificador foi desenvolvido para permitir entradas de até 4 fotossensores, fornecendo 4 saídas independentes.

3. DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO

3.5 Sistema de aquisição e processamento

Para o desenvolvimento de qualquer instrumento é preciso ter em atenção alguns factores como as dimensões finais do equipamento (se for conhecido o volume máximo permitido *à priori*), processamento requerido, componentes electrónicos a usar, mobilidade do equipamento e modo da aquisição dos dados por parte do instrumento.

A primeira restrição advém das dimensões do equipamento, uma vez que o hardware a usar no equipamento vai mudar dependendo da finalidade a que o dispositivo vai responder. Se o dispositivo for para ficar numa bancada permite o uso de componentes que tem mais consumo eléctrico e precisam de determinadas condições para funcionarem devidamente. Por outro lado, se o equipamento for para ser móvel implica ter dimensões mais pequenas o que restringe bastante os componentes a usar. No caso do equipamento ser móvel é preciso ter ainda em conta a inclusão de uma bateria que lhe permita funcionar independentemente durante algumas horas ou mesmo um dia sem precisar de ser recarregada.

O processamento requerido do equipamento vai depender dos dados adquiridos e da complexidade da sua análise antes de se apresentar o valor final ao utilizador do dispositivo. Os componentes electrónicos a usar no equipamento vão estar bastante dependentes do processamento requerido do dispositivo, uma vez que é preciso escolher a eficiência dos componentes à análise em uso, isto significa que não é necessário o uso de um microprocessador mais avançado se a utilização que lhe vamos dar for básica para o modelo do microprocessador podendo nessa situação usar um microprocessador mais básico para a tarefa a realizar. No entanto também não é recomendado usar um microprocessador que esteja quase nos limites das suas capacidades para conseguir fazer as tarefas pretendidas dele, uma vez que pode implicar outros problemas que afectem a análise dos dados e que não sejam tidos em conta.

Na escolha dos componentes electrónicos a usar é preciso ter ainda em conta o tipo e a dificuldade da aquisição, o processamento dos dados e a escolha dos componentes tem que satisfazer os detalhes necessários para o projecto funcionar correctamente.

3.5.1 Aquisição com Arduino

Para o sistema de aquisição do equipamento desenvolvido neste projecto, foi usado um Arduino UNO para a aquisição dos dados e um Raspberry Pi (RPi) para o processamento dos dados e controlo do sistema global.

O Arduino vai desempenhar a função de aquisição de dados do amplificador da Mazet MTI04CS e o envio desses mesmos dados para o RPi. O uso do Arduino nesta etapa advém do sinal à saída do MTI04CS ser analógico e o RPi só conseguir ler sinais digitais pelo que é preciso recorrer a um dispositivo intermediário que faça a conversão do sinal analógico para digital, isto é tenha um ADC.

O Arduino e o Raspberry Pi têm funções diferentes no sistema em virtude das suas características próprias. O Arduino só consegue executar um programa, em que tenha sido feito o upload prévio, num *loop* infinito e só pode interagir com interfaces básicas como as interfaces de comunicação e controlo de sensores específicos. As interfaces de comunicação existentes no Arduino são SPI, I^2C e UART (figura 3.8). Estas interfaces só funcionam quando usamos os pinos PWM correspondentes no Arduino e os pinos GPIO do Raspberry Pi. Para além do SPI e I^2C , o Arduino tem uma porta USB que permite comunicação *Serial*, ao passo que o Raspberry Pi consegue fazer *multitasking* e gerir diversos subsistemas em simultâneo. Para além das interfaces de comunicação SPI, I^2C e UART ¹, o RPi também tem Wi-Fi, Bluetooth e porta de Ethernet. Outras especificações da placa estão apresentadas na figura 3.9. É ainda de referir que de modelo para modelo do Raspberry Pi algumas especificações como o processador, o módulo de internet, rapidez das portas USB, a fonte de alimentação, entre outros, podem variar.

¹Para mais informações sobre as interfaces de comunicação SPI, I^2C e UART ver [31].

3.5 Sistema de aquisição e processamento

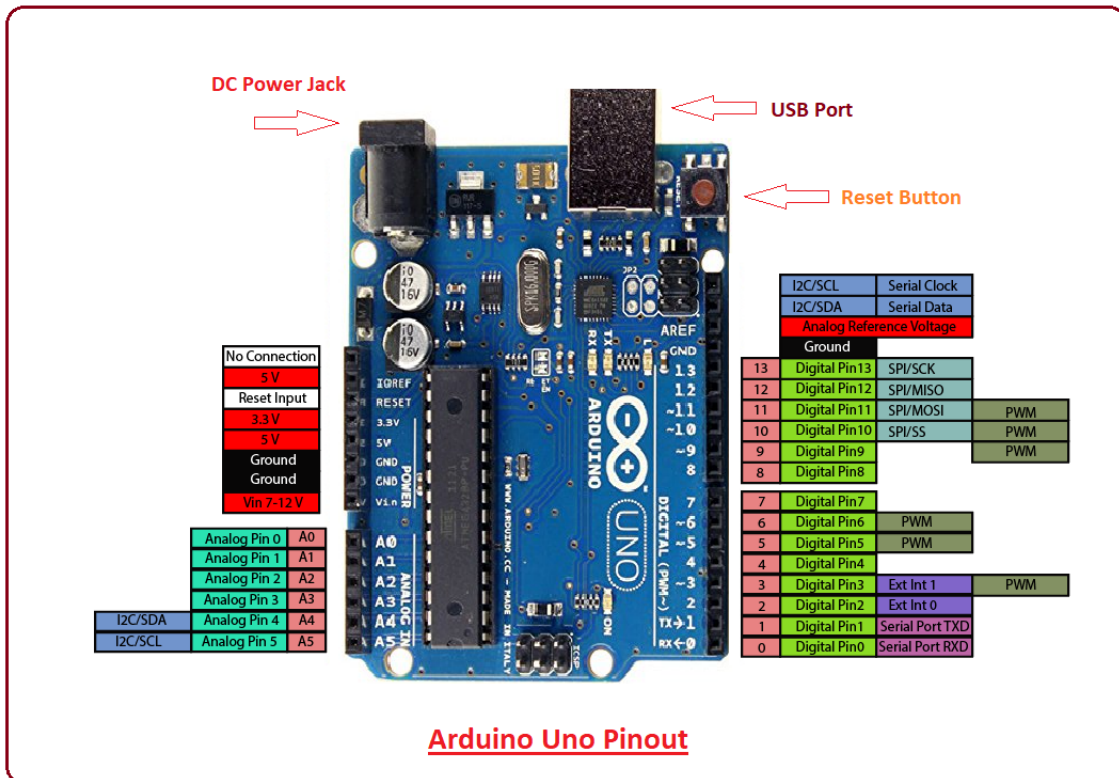


Figura 3.8: Imagem do *Arduino UNO* com as especificações do modelo, segundo [32].

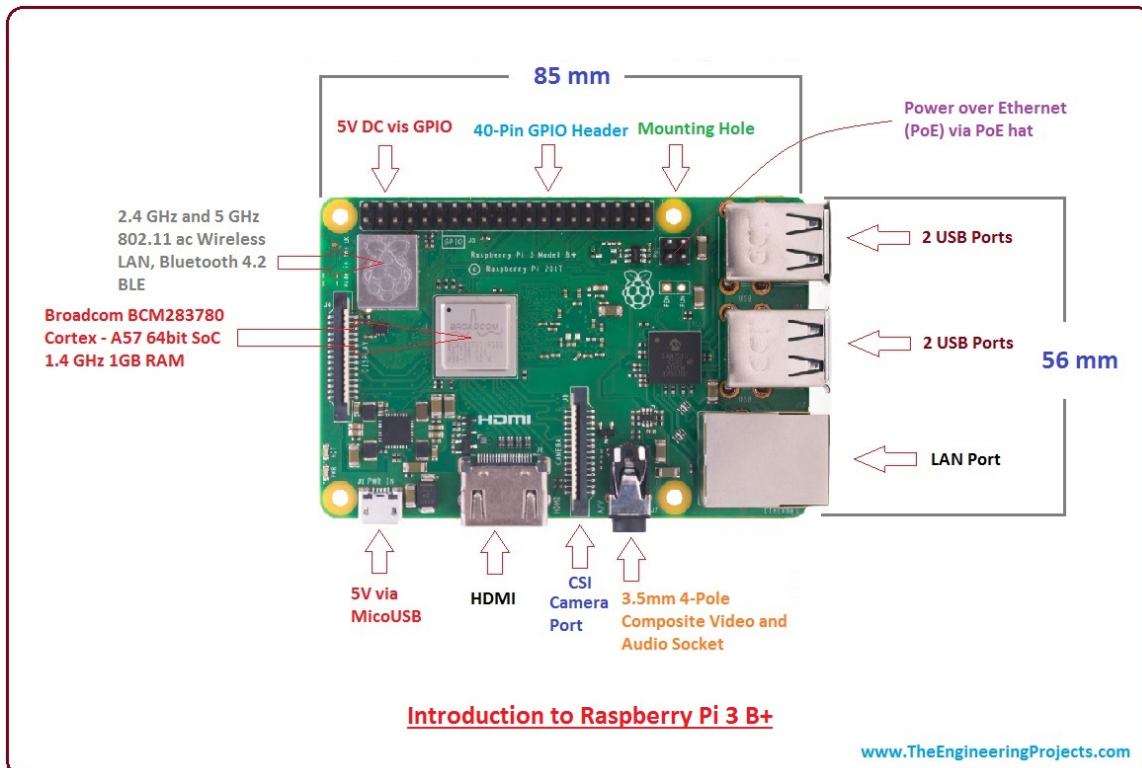


Figura 3.9: Imagem do *Raspberry Pi* modelo 3B+ com as especificações do modelo, segundo [33].

3. DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO

3.5.2 Sistema de processamento e controlo com Raspberry Pi

Como foi referido anteriormente, o sistema de aquisição desenvolvido para o equipamento tem que ter um ADC incorporado e o Arduino UNO era a escolha lógica e mais simples de implementar neste projecto. Tendo em conta a sua simplicidade na aquisição dos dados do MTIO4CS e o envio para o RPi via USB revelou-se a solução mais apelativa ao problema da conversão do sinal analógico para digital. A figura 3.10 revela a disposição do RPi, do UNO e do amplificador da Mazet dentro da caixa usada para acomodar os três componentes no seu interior.

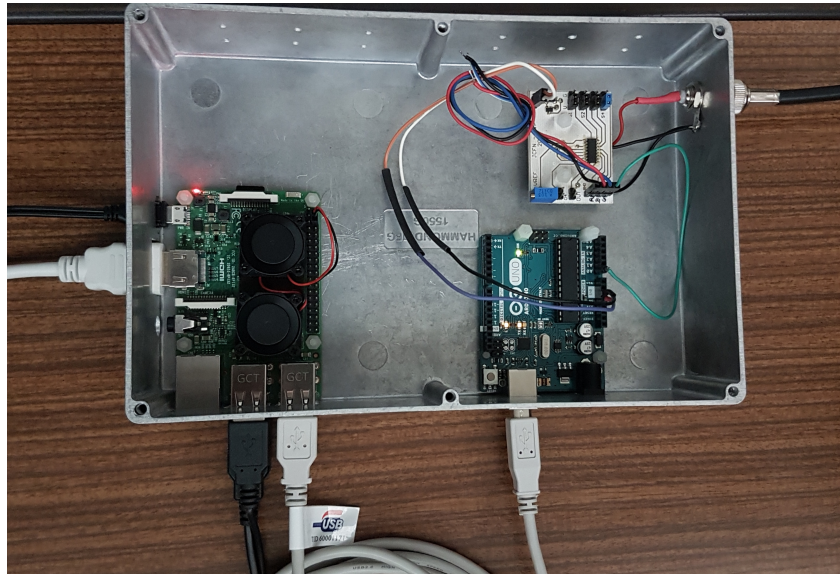


Figura 3.10: Caixa para acomodação da electrónica inerente ao sistema de aquisição e processamento do equipamento desenvolvido. Os cabos a preto na região inferior da imagem são os cabos para o rato e o teclado que podem ser desconectados se nos ligarmos ao RPi via SSH ou VNC. O cabo branco do lado esquerdo da imagem é o cabo HDMI que permite ligar um monitor ao microprocessador e este cabo também pode ser desconectado se nos ligarmos ao RPi via SSH ou VNC. O cabo preto acima do cabo de HDMI é o cabo da fonte de alimentação do RPi que pode ser desconectado se ligarmos uma bateria ao microprocessador, tornando assim a caixa móvel durante algumas horas.

Uma vez testada a comunicação entre o UNO e o RPi via *USB* averiguou-se a possibilidade de implementar um dos protocolos de comunicação existentes entre os dois, como o *UART* ou o *I²C*, em vez do tradicional cabo *USB*. A ideia que desencadeou este melhoramento permitia tornar a comunicação entre o Arduino e o RPi wireless fora da caixa em que se encontram, garantindo um *design* do equipamento mais apelativo ao olhar do utilizador.

Para os protocolos de comunicação entre o Arduino e o RPi funcionarem é preciso alimentar o Arduino através do microprocessador e quando não se está a usar um cabo *USB* ou uma fonte *DC* é preciso usar o pino V_{in} do Arduino e garantir que a tensão que lhe está a ser fornecida está entre 7 e 12 V. A tensão máxima à saída do RPi são 5 V pelo que é preciso usar um *boost* de tensão para aumentar a tensão inicial de 5 V para um valor entre 7 e 12 V. Para tal, regulou-se o *boost* de tensão para 9 V, por ser o valor médio deste intervalo e para o caso de haver uma flutuação da tensão à entrada do Arduino o valor da tensão que lhe era fornecido ainda estar dentro do intervalo permitido.

O protocolo de comunicação *UART* corresponde à ligação *USB* mas pelos pinos *GPIO* do RPi e pelos pinos Modulação por Largura de Pulso (do inglês *Pulse Width Modulation*) (*PWM*) do arduino. Foi desenvolvida uma *PCB* para esta comunicação com um *boost* de tensão que permitia alimentar o arduino e tinha um divisor de tensão entre o pino *Tx* do Arduino e o *Rx* do RPi, uma vez que a tensão de saída da transmissão do sinal por parte do Arduino era de 5 V, o que poderia danificar o RPi. Tinha ainda uma ligação directa entre o pino *Rx* do RPi e o pino *Tx* do Arduino, uma vez que este pino do Arduino funciona correctamente mesmo quando alimentado a 3.3 V. Quando se foi testar este protocolo de comunicação entre o microcontrolador e o microprocessador verificou-se que a comunicação tinha sido estabelecida com sucesso, mas os valores enviados do microcontrolador não eram

recebidos no microprocessador.

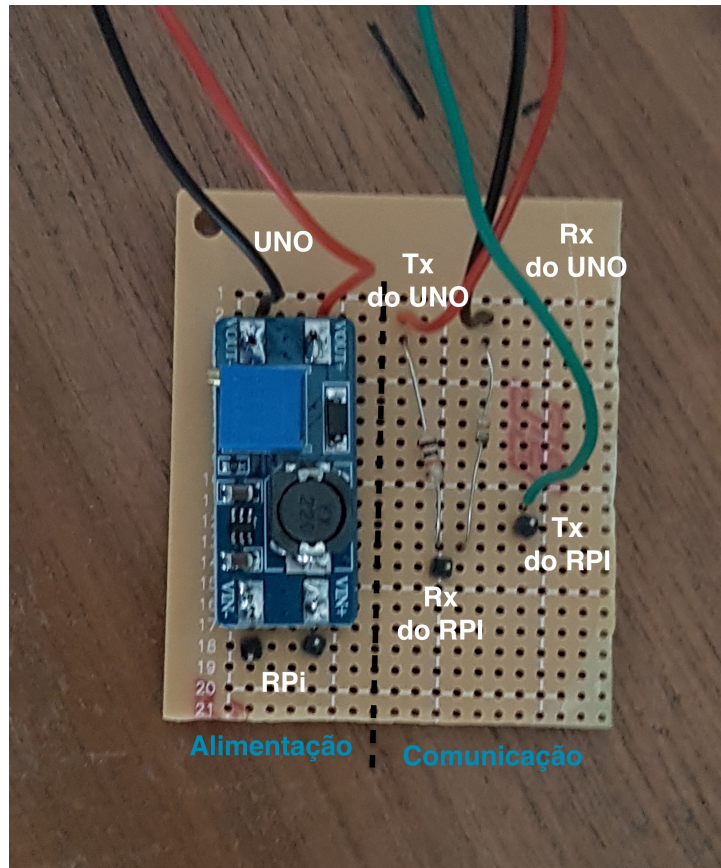


Figura 3.11: PCB desenvolvida para a comunicação UART entre o UNO e o RPi. Esta PCB está dividida em duas partes: a alimentação do UNO e a comunicação entre o microcontrolador e o microprocessador.

Foi realizado o mesmo ensaio para o protocolo de comunicação I^2C . Neste teste ligávamos a entrada do *boost* aos pinos de 5V e *Ground* do RPi e a saída aos pinos V_{in} e *Ground* do Power no Arduino UNO, sendo fornecidos 9 V ao pino V_{in} do UNO. Para além destas ligações do *boost* de tensão também foram feitas as ligações entre os pinos 3 (SDA) e 5 (SCL) do RPi e os pinos SDA e SCL do Arduino UNO, ver figura 3.12 e figura 3.8 respectivamente. Por sua vez, o Arduino estava a alimentar o amplificador através dos pinos da zona do Power de 5V e *Ground* e o output do amplificador estava ligado ao pino A0 que é o pino do Arduino UNO que tem o conversor ADC.

Neste teste foram recebidos valores no RPi, no entanto o modo como a comunicação estava a ser realizada provocava a perda de valores quando ocorria a comunicação entre os dois dispositivos. A configuração final adoptada foi a ligação USB por permitir a recepção do sinal mais estável na comunicação entre o Arduino e o RPi.

Foi ponderada a possibilidade de usar um amplificador de transimpedância que tinha um ADC integrado em substituição do amplificador da Mazet MTI04CS e do Arduino UNO. O amplificador escolhido para esta função foi o AS89010 da empresa AMS, ver [35]. Este conversor é do tipo de Dispositivo de Montagem em Superfície (do inglês *Surface mount device*) (SMD). Este conversor permitia a conversão de sinal proveniente de até 4 fotodetectores diferentes. Para usar este conversor e garantir que não havia ligações inadequadas foi desenvolvida uma Placa de Circuito Impresso (do inglês *Printed Circuit Board*) (PCB). A PCB foi desenvolvida no programa EasyEDA, uma vez que o software é gratuito e permite enviar as especificações da PCB directamente para o fabricante.

A placa desenvolvida para o conversor foi desenhada de forma a ser um "Hat" ou "shield" para o RPi, isto é, encaixa por cima do microprocessador e dessa forma o conjunto ocuparia menos espaço, ver figura 3.13.

3. DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO

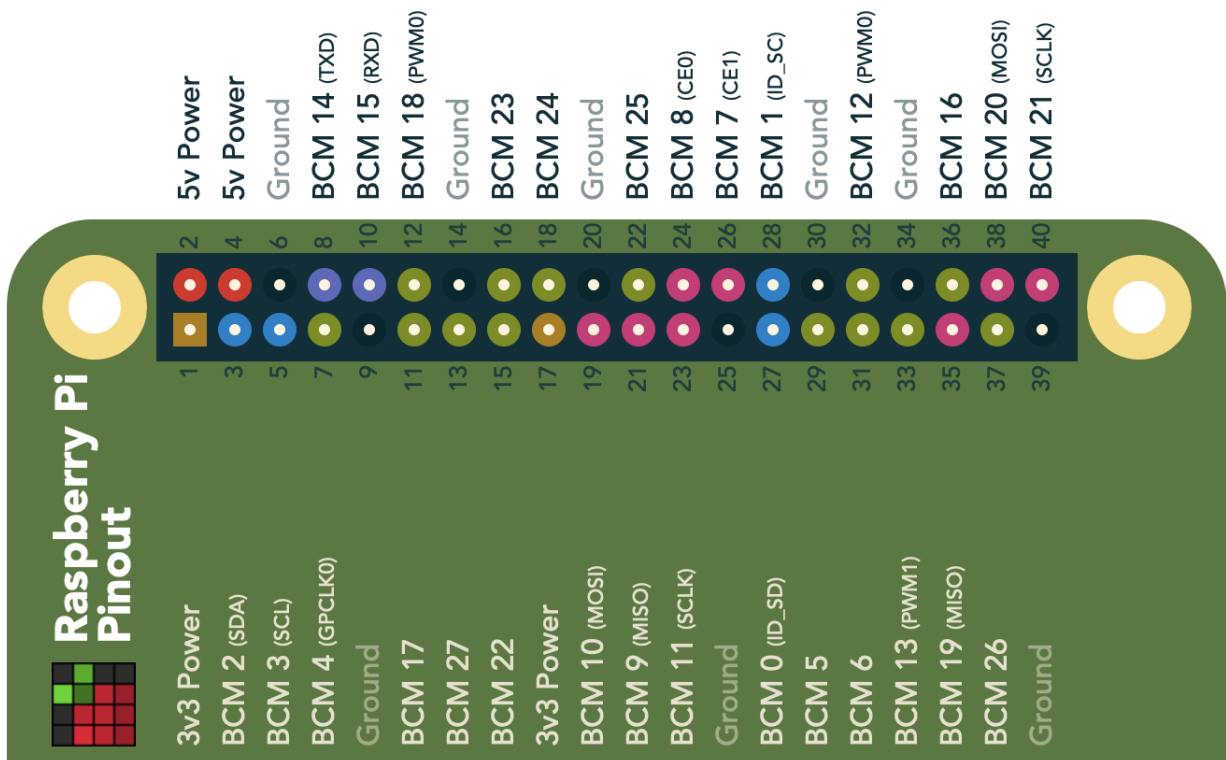


Figura 3.12: Identificação da função/característica de cada pino do Raspberry Pi, imagem segundo [34].

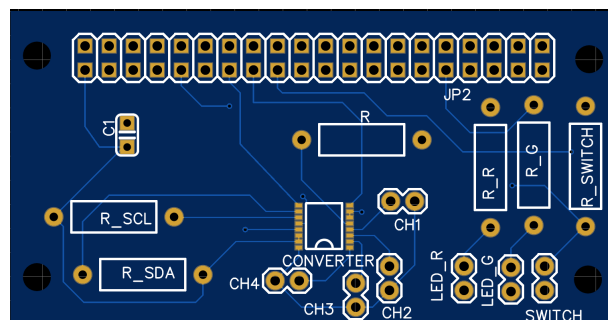


Figura 3.13: Representação da PCB desenvolvida no software Easy EDA para o amplificador e conversor AS89010. As ligações ch0, ch1, ch2 e ch3 são as ligações que permitem ligar a diferentes fotodetectores.

No entanto, ocorreu um problema no desenvolvimento do software para este conversor, que foi desenvolvido em 3 linguagens de programação, em C, C++ e Python. Nestas três linguagens de programação não estava a ser possível ler correctamente o valor que o conversor estava a enviar ao RPi via I^2C e mesmo com ajuda do suporte da empresa AMS não se conseguiu resolver o problema, ou pelo menos dentro do prazo dado para o desenvolvimento do software para o equipamento. Pelo que esta solução embora potencialmente mais favorável foi abandonada.

3.6 Software do sistema de aquisição

O código desenvolvido para o Arduino segue a metodologia apresentada na figura 3.14 .

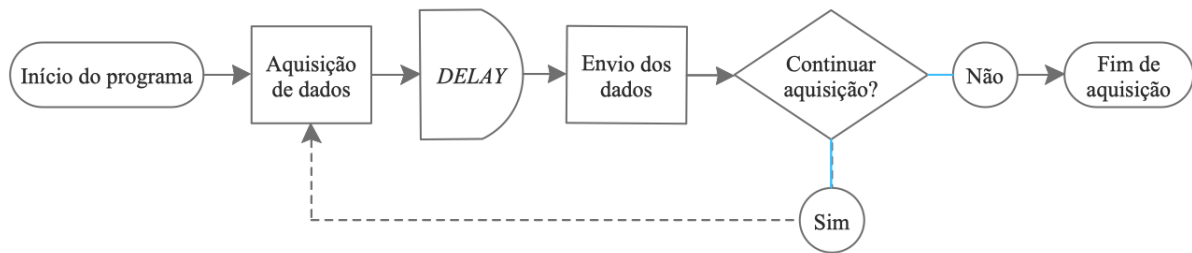


Figura 3.14: Esquema do código que corre no Arduino UNO. Após o início do programa, o Arduino vai receber o sinal do amplificador. Após a aquisição de um número elevado de amostras, o Arduino irá enviar os dados via I^2C para o *RPi*. O período de tempo entre a aquisição e o envio dos dados está representado no esquema pela componente *DELAY*. No fim do envio da informação, o *RPi* irá comunicar ao Arduino, naquele instante, se é para continuar ou para parar a aquisição.

Após o início do programa, o Arduino vai receber o sinal do fotomultiplicador amplificado pelo amplificador de transimpedância MTI04CS. O sinal do amplificador MTI04CS é recebido no pino A_0 do Arduino UNO que é um dos pinos de sinal analógico deste microcontrolador e que tem um ADC incorporado. O sinal que chega a este pino do MTI04CS é convertido de um valor de até 4.1 V para um valor dentro do intervalo 1 a 1023 da ADC, este intervalo corresponde a um valor guardado em 1 byte (ou 8 bits). Após a conversão do valor de tensão para o seu correspondente em 8 bits é enviado para o *RPi* o valor que vai ser posteriormente lido e interpretado pelo software desenvolvido em *Processing*.

O código desenvolvido para o *RPi* segue a metodologia apresentada na figura 3.15. Este código foi desenvolvido em *Processing* versão 3, programa que permite desenvolver diversas ferramentas, desde códigos simples até códigos que tenham interface gráfica GUI [36]. Após a iniciação do código no *Processing*, o programa irá receber os dados provenientes do Arduino e os converterá do intervalo de 1 a 1023 da ADC para valores entre 0 e 4.1 mV. O código ficará em *loop* entre adquirir os valores do Arduino e os analisar até que seja dada a ordem para parar. Quando o utilizador parar a aquisição, os dados são guardados num ficheiro de texto (.txt).

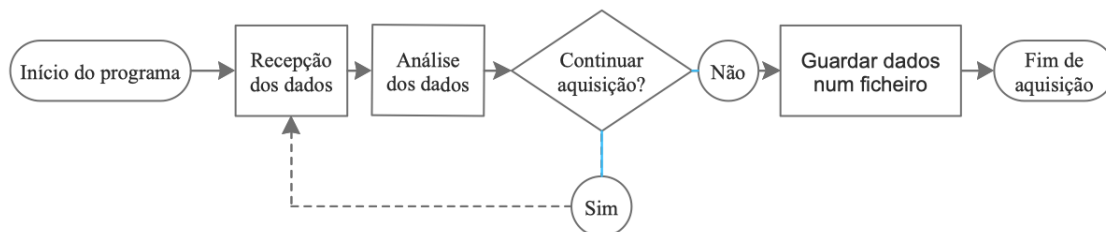


Figura 3.15: Esquema do código desenvolvido para o *Processing* 3.

Para complementar o software desenvolvido para o Raspberry Pi foi desenvolvida uma interface gráfica do utilizador simples, intuitiva e que permitia controlar o algoritmo de aquisição no *RPi*, ver figura 3.16a . Para começar a aquisição pressionasse o botão situado mais à esquerda da janela principal da interface, ver figura 3.16b, e uma nova janela vai abrir e mostra os valores obtidos num gráfico, como o apresentado na figura 3.17. A interface gráfica permite ainda a captura de ecrã do gráfico da aquisição do sinal num determinado instante bastando para isso carregar no botão central da interface, ver figura 3.16c, e uma nova janela iria abrir com a captura do ecrã. Para concluir a aquisição pressionasse o botão mais à direita que irá fechar todas as janelas abertas no decorrer da aquisição, ver figura 3.16d .

3. DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO

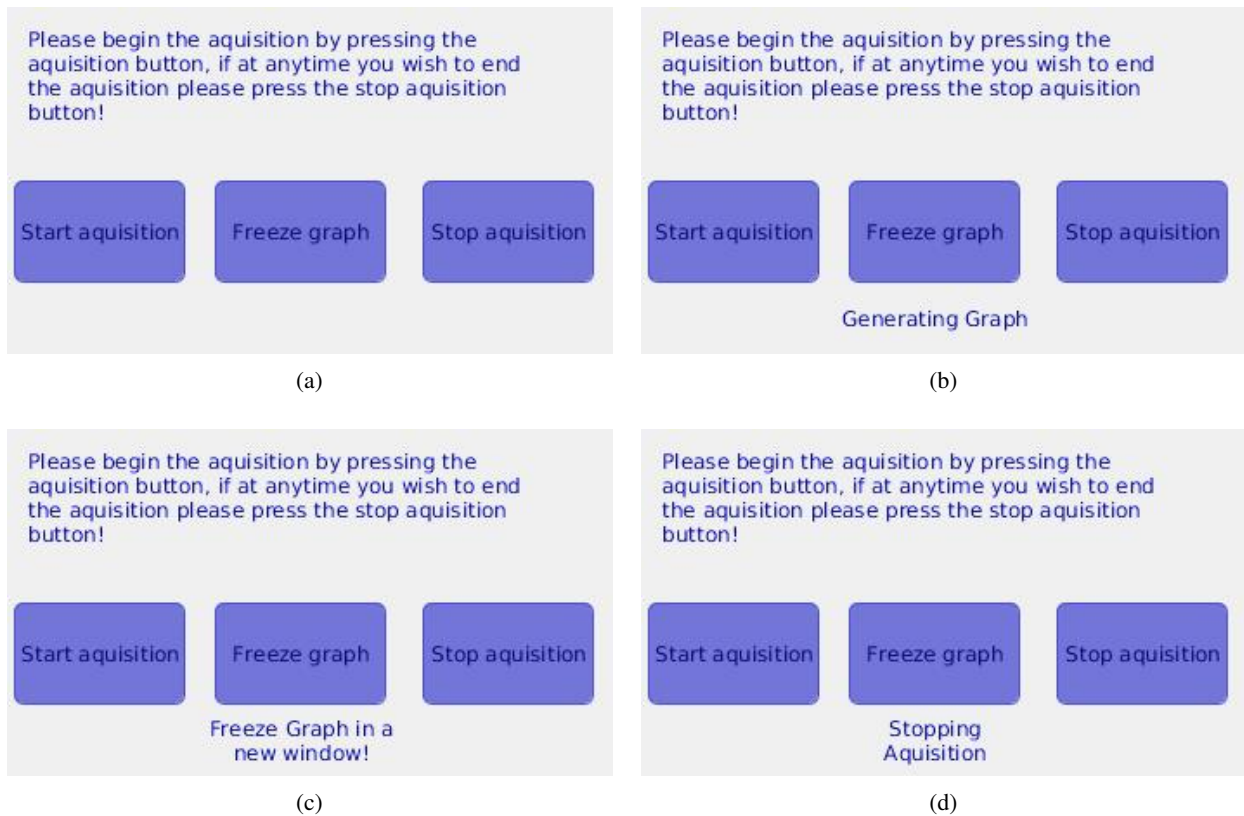


Figura 3.16: Interface gráfica desenvolvida em Processing. A figura 3.16a é o menu principal da interface e a que permite o controlo do software desenvolvido. A figura 3.16b identifica o início da aquisição e começa após o utilizador pressionar o botão identificado por "Start Aquisition". A figura 3.16c permite identificar quando o utilizador adquiriu uma captura de ecrã do gráfico no instante pretendido. A figura 3.16d apresenta o encerramento da aquisição por parte da interface e software.

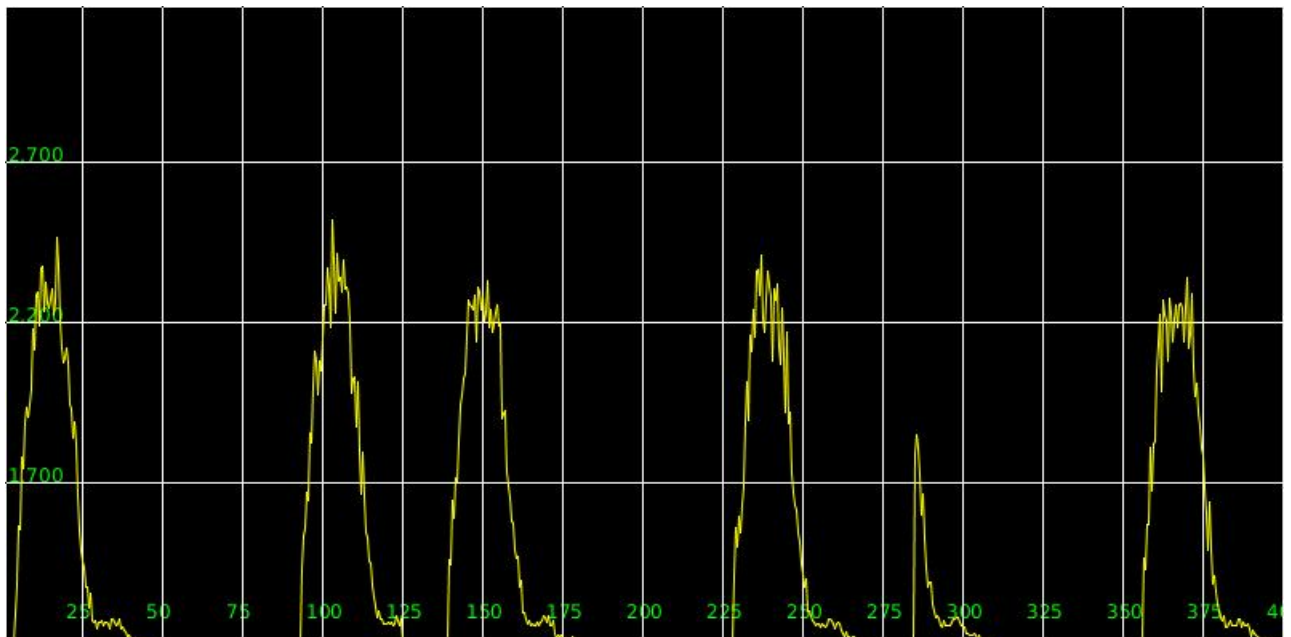


Figura 3.17: Representação gráfica dos valores obtidos na interface gráfica no Raspberry Pi.

O envio dos valores do Arduino para o RPi pode ser realizado de duas formas distintas: a primeira é o Arduino adquirir um conjunto elevado de valores e depois enviar para o RPi por USB ou pelo protocolo de comunicação

3.6 Software do sistema de aquisição

em uso, ou alternativamente, o Arduino irá enviar valor a valor para o RPi.

Inicialmente ponderou-se a primeira hipótese no método de envio dos valores do Arduino para o RPi, por se pensar que o tempo entre cada medição seria mais baixa neste modelo. Após a aquisição de um número elevado de amostras, o Arduino iria enviar os dados por USB, ou via I^2C ou UART para o RPi. No entanto quando se foi testar este estilo de envio apercebeu-se que o tempo de envio, que correspondia ao tempo em que não se estava a adquirir valores, provocava uma falha na aquisição dos dados impossibilitando a aquisição dos valores esperados durante o período de aquisição.

A detecção experimental da inexistência de valores cruciais na recepção dos valores foi identificada durante os testes através da interface gráfica desenvolvida, mais precisamente no gráfico apresentado após o início de uma aquisição de informação.

Para se ultrapassar este obstáculo adaptou-se o software para permitir que os dados fossem obtidos valor a valor via *Serial*, isto é, por USB e guardados num ficheiro de texto (.txt) recorrendo ao software *PuTTY* para o armazenamento dos dados. No software *PuTTY* seleccionamos a comunicação *Serial* e após definirmos a origem e a velocidade de recepção dos valores no Raspberry, definimos ainda o nome do ficheiro com os valores obtidos e a pasta onde este ficheiro irá estar. Após se ligar o cabo USB entre o Arduino e o RPi e se iniciar a aquisição no *PuTTY*, os valores obtidos serão apresentados na consola aberta pelo programa *PuTTY*. O ficheiro mais recente, criado pelo software *PuTTY*, seria aberto pelo Processing que iria seleccionar os valores do ficheiro linha a linha e os converteria, de um valor entre 0 a 1023 (*range* do ADC do Arduino UNO), para um valor entre 0 e 4.1 mV. Não se usou o protocolo de comunicação I^2C para este método de envio dos valores uma vez que o tempo entre a recepção de cada valor era superior, ao registado por USB, o que levava à perda de informação.

Capítulo 4

Resultados

4.1 Teste em ambiente clínico

Realizaram-se testes em ambiente clínico, mais precisamente numa das salas de Cardiologia de Intervenção do Hospital de Santa Maria, CHULN. A sala tinha um sistema de Angiografia *Artis Zee* [37] cujo tubo de raios-X tem 125 kV para a tensão de pico. Os testes realizados no hospital compararam o desempenho do protótipo desenvolvido com o sistema da câmara de ionização Farmer da *PTW*. O sistema de aquisição usado nestas medidas foi o electrómetro da *Standard Imaging*. O procedimento realizado nesta fase foi separada em dois testes diferentes.

O primeiro teste foi realizado colocando a câmara de ionização Farmer dentro de um fantoma de PMMA em cima da mesa e centrando-o no cone de incidência do raios-X da Angiografia *Artis Zee*, como apresentado na figura 4.1 . Realizaram-se algumas medições para averiguar o intervalo de valores expectáveis de dose neste tipo de intervenções com a finalidade de verificar se o sistema desenvolvido tinha a sensibilidade de detectar estas variações.

4. RESULTADOS



Figura 4.1: Fotografia do posicionamento da câmara de ionização na mesa. Por baixo situa-se o tubo de raios-X do angiógrafo Artis Zee e por cima o sistema de imagem.

No segundo teste foram colocadas a câmara de ionização Farmer e o protótipo do dosímetro com o cintilador BC-404 na extremidade, lado a lado, no centro do cone de incidência dos raios-X do Artis Zee em cima da mesa como se pode observar na figura 4.2 . O equipamento da *Siemens Healthineers* permite dois modos de aquisição de imagem: cinemática e fluoroscopia.

O primeiro modo é usado para criar imagens com mais detalhe para poderem ser analisadas no pós-procedimento por um especialista. Para tal este modo envolve mais radiação ionizante para que a imagem tenha mais informação. Aliás a dose a que o paciente e profissionais ficam expostos neste modo varia linearmente com a qualidade da imagem que se pretende obter para observação *a posteriori*.

A fluoroscopia é usada durante os procedimentos para permitir aos profissionais de saúde monitorizar o estado da intervenção. Este modo tem valores de dose mais baixo, uma vez que a ideia é monitorizar alguns procedimentos mais delicados não sendo as imagens para fins de estudo no pós-procedimento.



Figura 4.2: Fotografia do *setup* com a câmara de ionização e a fibra com o conector desenvolvido.

Os resultados obtidos deste teste foram analisados e foi criado um gráfico que compara os valores obtidos pela fibra e pela câmara de ionização (figura 4.3). Da figura 4.3 podemos concluir que o sistema desenvolvido tem uma resposta linear à dose tanto em modo de fluoroscopia como em modo de cinemática e que a calibração necessária para o protótipo é semelhante nos dois casos, à parte de um pequeno *offset*. Para averiguar como o ajuste linear traçado se ajustava aos pontos experimentais foi usado o χ^2 reduzido, os restantes gráficos apresentados neste documento com ajustes lineares usaram também o χ^2 reduzido. Com os valores obtidos dos dois modos de funcionamento foi possível criar um ajuste linear entre a dose e a carga tanto para o modo de fluoroscopia (equação 4.1) como para o modo de cinemática (equação 4.2).

$$dose_{fluoroscopia} = 5.81 \times 10^{-3} \times carga + 0.95 \times 10^{-3} \text{ (mGy)} \quad (4.1)$$

$$dose_{cinematica} = 6.05 \times 10^{-3} \times carga + 13.9 \times 10^{-3} \text{ (mGy)} \quad (4.2)$$

Ainda foi possível averiguar o impacto que a câmara de ionização Farmer, a fibra com o cintilador na extremidade e os detectores de dose, usados para os pacientes, têm na imagem observada (figura 4.4).

A figura 4.4a tem a presença de três detectores circulares de dose da região central esquerda para o centro da imagem e no topo da imagem é possível ver a fibra. Os detectores circulares têm três regiões sendo a mais interna a que tem os sensores de medição e o impacto na imagem destas regiões vai diminuindo dos sensores para a periferia. É de referir ainda que o impacto que a fibra tem na imagem equivale ao impacto que a região exterior dos detectores circulares têm, pelo que o dispositivo desenvolvido seria um bom substituto para estes detectores circulares na monitorização dos pacientes, uma vez que tem um impacto inferior na imagem médica obtida.

Por seu lado a figura 4.4b apresenta o impacto que a câmara de ionização tem na imagem médica. Quando comparamos o impacto na imagem entre as figuras figura 4.4a e figura 4.4b apercebemo-nos que a câmara tem um impacto mais significativo na imagem do que o detector circular e a fibra, uma vez que a câmara tem componentes metálicos no interior.

4. RESULTADOS

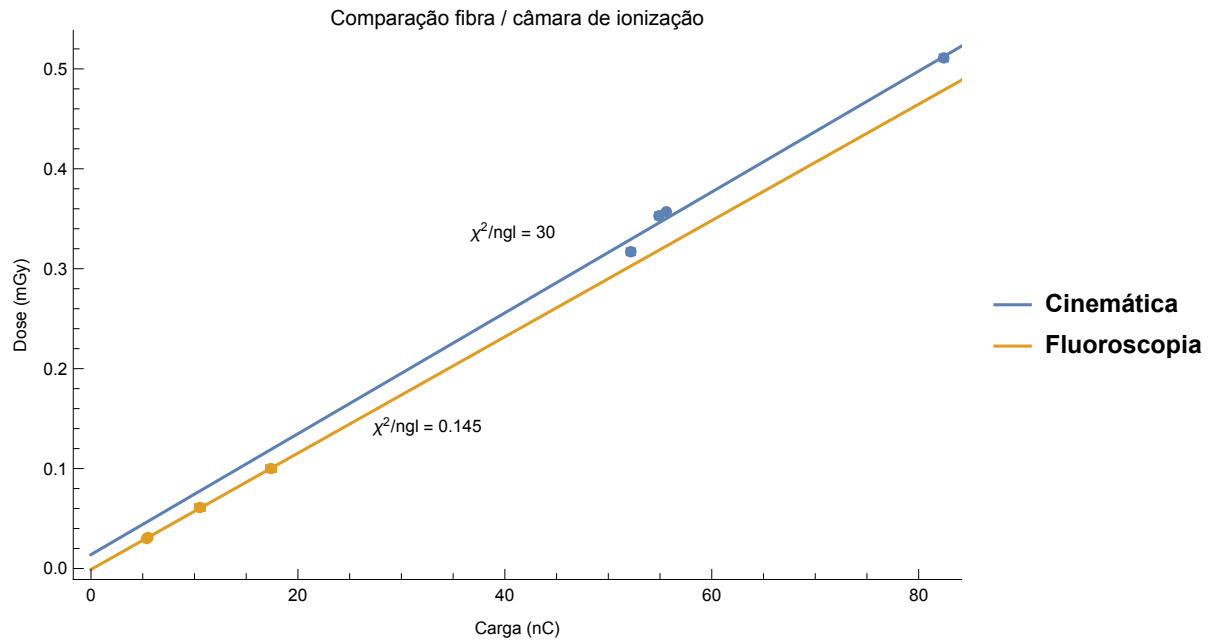


Figura 4.3: Comparação entre os valores obtidos pela câmara de ionização da PTW e a fibra utilizada e os tipos de protocolo para imagem (Cinemática ou Fluoroscopia). A aquisição foi realizada em intervalos de 15 segundos. A radiação no modo cinemática é mais elevada uma vez que é neste modo que se faz a imagem para estudo *a posteriori*. Em fluoroscopia, a dose é mais baixa uma vez que este modo serve de guia para os profissionais saberem o estado da procedimento. É de referir que é possível identificar uma relação linear entre a resposta do sistema desenvolvido à dose tanto em cinemática como em fluoroscopia e existe uma relação linear entre os dois modos de aquisição de imagem.

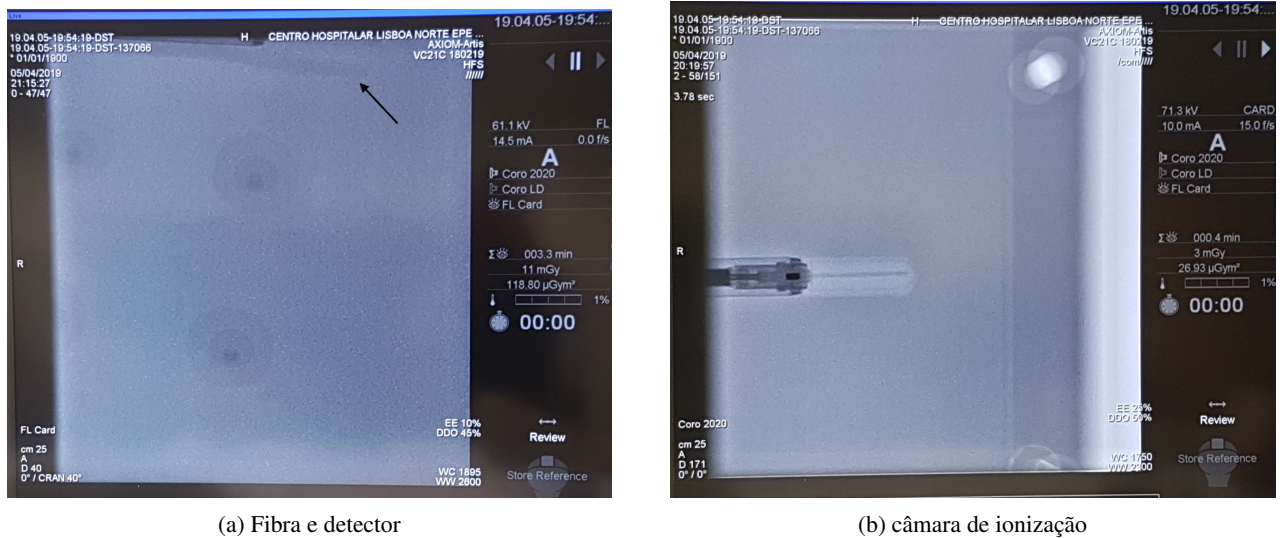


Figura 4.4: Imagens obtidas para mostrar o impacto que a câmara de ionização Farmer, fibra e detectores já existentes em ambiente clínico têm nas imagens médicas. A figura 4.4a tem a fibra na região superior da imagem (sinalizada pela seta) e tem na região central três detectores usados com o sistema de angiografia Artis Zee. A figura 4.4b tem a câmara de ionização Farmer na imagem dentro do fantoma usado. Como a câmara de ionização tem componentes metálicos é normal que tenha um impacto superior na imagem observada do sistema de angiografia.

4.2 Desempenho do sistema desenvolvido

O equipamento desenvolvido foi submetido a dois testes de desempenho, sendo o primeiro realizado com o sistema de aquisição do sinal da fonte de raios-X em ambiente laboratorial, abordado em 4.2.1 com o intuito de averiguar o desempenho do conector desenvolvido para o equipamento.

O segundo teste de desempenho realizado teve a finalidade de averiguar o desempenho do sistema completo do equipamento, isto é, o sistema de aquisição do sinal com o software do sistema de aquisição e a comparação dos valores obtidos com os valores provenientes dos outros equipamentos usados. Este teste está detalhado em 4.2.2.

4.2.1 Desempenho do conector desenvolvido

O conector ST da *Industrial Fiber Optics* é apresentado na figura 4.5, com um corte transversal para ser mais fácil comparar ambos os modelos. Ambos os conectores (ST e desenvolvido) têm adaptação para fibras de diferentes diâmetros, são de pequenas dimensões e têm mangas acopladas para aumentarem a estanquidade. A vantagem do conector desenvolvido consiste na facilidade em trocar o cabo de fibra e na sua capacidade de adaptação para cabos de diferentes diâmetros. A desvantagem do conector desenvolvido é o facto de as mangas acopladas usadas para aumentar a estanquidade não serem as melhores para o efeito. Isto é um factor a melhorar numa possível actualização do modelo. No caso do conector ST da *Industrial Fiber Optics*, a manga final do conector ST ajusta-se ao cabo e permite que fique mais estanque relativamente à entrada de luz. No entanto, este conector requiere que a fibra lhe seja colada o que implica que uma vez colada a fibra ao conector esta não pode ser trocada em caso de acidente.

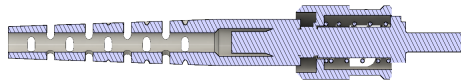


Figura 4.5: Corte transversal do conector ST da *Industrial Fiber Optics*.

A impressão das peças do conector foi realizada na impressora *Ultimaker S5* com o material *tough PLA* preto com um preenchimento de 100% de material e uma *layer height* de 0.1 mm que demorou 6 horas e 30 minutos a fazer com auxílio do material de suporte *PVA* que é solúvel em água. Para além do tempo, de impressão as peças tiveram, ainda, que ser submersas em água morna durante algumas horas para que o suporte desaparecesse e ficássemos só com as peças desenhadas. Com o conector impresso falta agora testar o seu desempenho e comportamento quando é usado. Para tal, montou-se o conector numa fibra de PMMA com comprimento de 3 metros da *Mitsubishi Rayon optical fiber* modelo SH-8001 [38], cuja extremidade tem um cintilador modelo BC-404 da *Saint-Gobain* com 3 milímetros de diâmetro e 15 milímetros de comprimento [18] e [19]. O cabo óptico foi ligado através do conector a uma caixa contendo um fotomultiplicador R647 da *Hamamatsu* [20], alimentado a -800 V.

A curva que representa a relação entre a dose D medida pela câmara de ionização e o sinal C produzido pelo protótipo de dosímetro de cintilador lido no electrómetro. O ajuste dos pontos experimentais foi feito com a seguinte relação linear equação 4.3.

$$D = 7.30 \times C + 0.086 \text{ (mGy)} \quad (4.3)$$

Para realizarmos testes à razão sinal/ruído (SNR) obtidos com este protótipo de detector utilizando este conector usou-se a radiação produzida por um tubo de raios-X de 50 kV. O detector cintilador foi colocado dentro de um fantoma de PMMA e alinhado com o tubo de feixe. Para obtermos várias intensidades de feixe foram usados filtros de cobre de 250 μm cada. A medição do ruído é realizada fazendo uma medição sem a fonte estar a irradiar e o valor obtido para o ruído foi de 0.43 pA. A resposta do cintilador e a respectiva razão sinal/ruído para várias

4. RESULTADOS

espessuras de cobre é apresentada na tabela 4.1. Nesta tabela também se encontra a dose medida por uma câmara de ionização Farmer (PTW 31003) [39].

Tabela 4.1: Tabela relativa à razão Sinal/Ruído do protótipo de dosímetro quando é usado o conector desenvolvido no projecto. É também apresentada a dose medida em cada posição com uma câmara de ionização. A razão sinal/ruído é medida quando se colocavam diferentes espessuras de cobre entre o tubo de feixe e o fantoma.

Espessura de cobre (μm)	SNR da Carga	Dose (μGy)
0 μm	659.19	2101
250 μm	67.19	194
500 μm	17.63	47.67
750 μm	6.63	12
1000 μm	2.79	5

Os valores obtidos do cintilador vieram do electrómetro modelo MAX-4000 da *Standard Imaging* ao qual estava ligado [40], e os valores da câmara Farmer vieram do electrómetro modelo UNIDOS E da *PTW* ligado à mesma [41].

Foram realizadas medidas com o cintilador e a câmara de ionização (modelo TM31003 da *PTW*) para 5 distâncias entre a fonte de raios-X e o fantoma de PMMA onde era colocado à vez o detector de cintilador ou a câmara de ionização Farmer. Para cada posição foram realizadas três medidas que permitiram obter um valor médio e incertezas de carga e dose obtida por ambos os dispositivos. Estes valores estão apresentados na tabela 4.2 e a relação linear entre as duas variáveis encontra-se apresentada na equação 4.3.

A comparação entre a resposta do detector de cintilação e a câmara de ionização encontra-se apresentada no gráfico da figura 4.6.

Tabela 4.2: Dados obtidos do cintilador, em Carga, e da câmara de ionização, em Dose, para uma fonte de Raios-X de 50 kV de tensão de pico.

Distância (m)	Carga (μC)	Dose (mGy)
3.5×10^{-1}	0.51 ± 0.01	3.81 ± 0.01
4.0×10^{-1}	0.40 ± 0.02	2.98 ± 0.01
4.5×10^{-1}	0.33 ± 0.01	2.44 ± 0.01
5.0×10^{-1}	0.26 ± 0.01	2.04 ± 0.01
5.5×10^{-1}	0.22 ± 0.01	1.66 ± 0.02

4.2 Desempenho do sistema desenvolvido

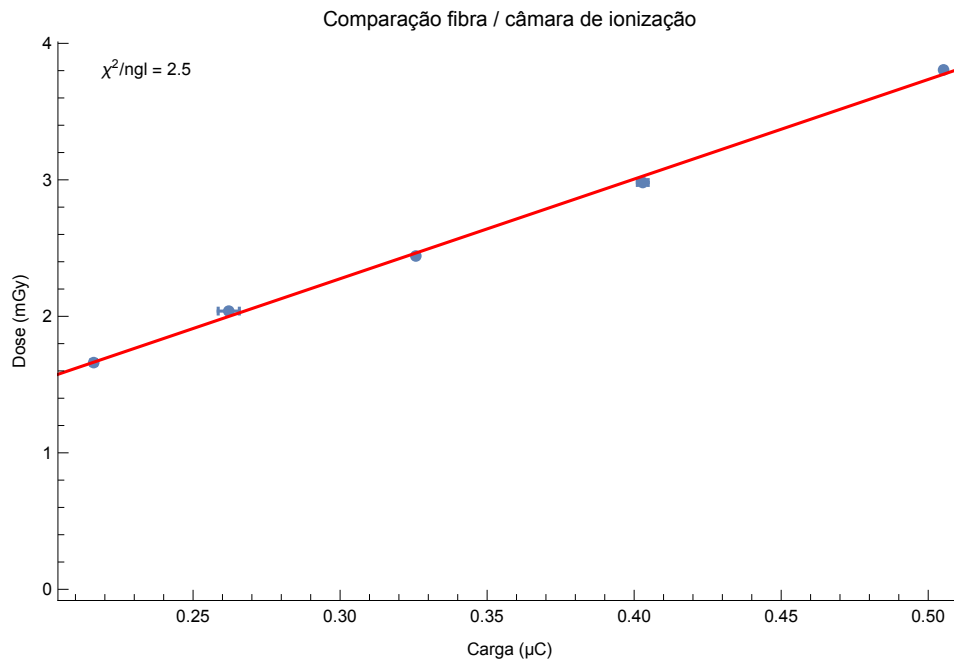


Figura 4.6: Comparação entre a dose medida pela câmara de ionização (em mGy) e a resposta do dosímetro de cintilador (em μC).

A figura 4.7 é uma imagem da disposição do fantoma em função da fonte de raios-X em termos de distância e de centralização face à fonte para os testes realizados. Por outro lado, a figura 4.8 apresenta os sistema de aquisição de valores usados nesta fase de desenvolvimento do equipamento.

4. RESULTADOS

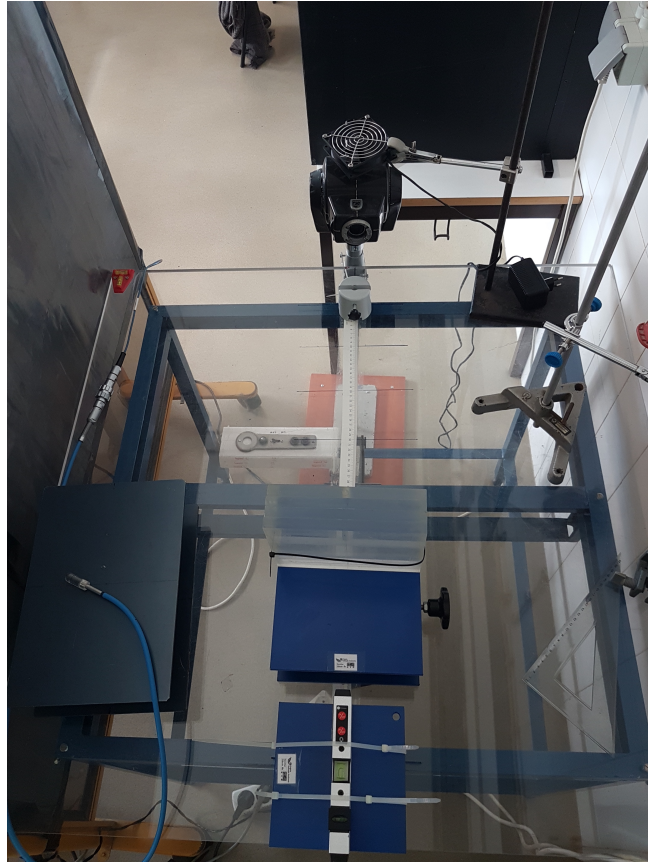


Figura 4.7: Mesa de testes e tubo de Raios-X. Pode ver-se o fantoma de PMMA onde foi colocado, à vez, o cintilador e a câmara de ionização.

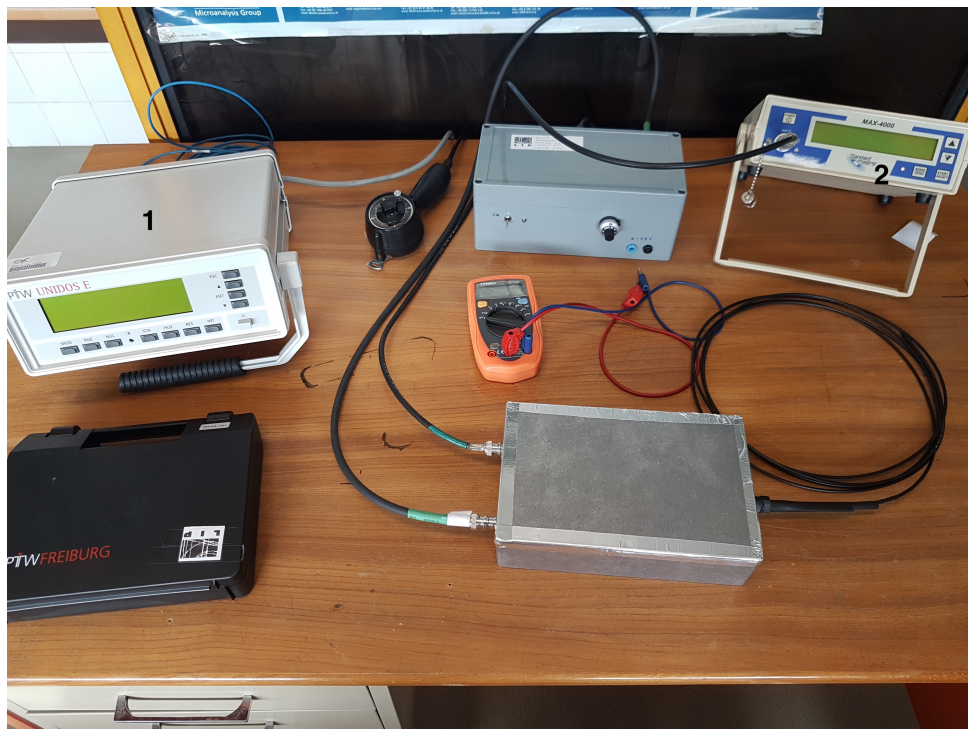


Figura 4.8: Electrómetros usados na experiência. O primeiro, Unidos E da PTW, identificado pelo número 1 na fotografia, foi usado com a câmara de ionização. O segundo electrómetro, identificado pelo número 2 na fotografia, Max-4000 da *Standard Imaging* foi usado para medir o sinal proveniente do cintilador através do cabo óptico.

4.2.2 Testes em ambiente laboratorial com sistema de aquisição Arduino + Raspberry Pi

Os testes realizados nesta etapa recorreram ao uso de um fantoma com 8 posições diferentes para se poder analisar a resposta que o dispositivo desenvolvido tinha com o aumento da espessura do fantoma, entre a fonte de raios-X e a posição da câmara de ionização/fibra com um cintilador na extremidade. Na figura 4.9 é possível observar o fantoma, a câmara de ionização Farmer na primeira posição e as 8 posições usadas para as medições. As posições identificadas na figura 4.9 correspondem às posições que a placa identificada pelo número um iria ocupar, uma vez que o aumento da espessura do fantoma entre a fonte e esta placa vai variar à medida que vamos colocando as placas numeradas de dois a oito à frente da primeira placa fazendo com que esta se vá distanciando da fonte.

Os pontos do gráfico da figura 4.10 foram obtidos como a média de três medidas em cada posição do fantoma. Os dados do primeiro teste, a azul, foram obtidos com a versão do software com o envio *a posteriori* dos valores adquiridos no Arduino enquanto que o segundo teste foi obtido com o envio directo dos valores adquiridos no Arduino para o Raspberry, com aquisição através do programa *PuTTY*.

A relação entre as duas grandezas deve ser linear mas no caso do primeiro teste de amostragem, a azul, averiguamos uma tendência logarítmica para os pontos abaixo de 20 nC. Após corrigir o erro presente nesta amostragem foi realizado outro teste que permitiu obter os valores do segundo teste de amostragem, a vermelho, e que confirma a linearidade do sistema do RPi com os valores obtidos do electrómetro da *Standard Imaging*.

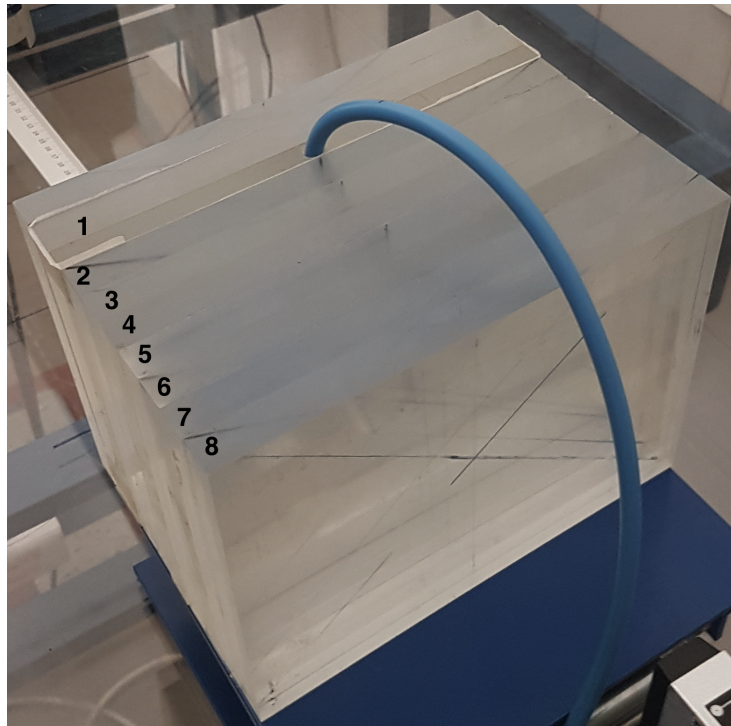


Figura 4.9: Fantoma usado para os testes de desempenho do equipamento. O fantoma é feito de PMMA e permite simular o comportamento que o corpo humano tem à exposição de dose. Os números apresentados na figura representam as posições em que se ia colocar a placa com a câmara de ionização ou a fibra com cintilador BC-404 na extremidade. O teste realizado permitiu medir a resposta, do sistema de aquisição desenvolvido, com a profundidade do fantoma, sendo a posição 1 a que tinha uma resposta mais elevada (estava mais perto da fonte de Raios-X) e a posição 8 a que tinha a resposta mais baixa (estava mais longe da fonte de Raios-X).

Para complementar esta análise foram comparados os valores obtidos dos sistemas de aquisição da Standard Imaging e do RPi com os valores de dose obtidos pela câmara de ionização Farmer da *PTW*, esta comparação encontra-se representada na figura 4.11. A relação entre a dose e os valores obtidos da *Standard Imaging* deve ser linear, o que se confirma nos pontos a castanho na figura 4.11b. O mesmo é suposto ser observado com a resposta que o sistema do RPi e o valor da dose correspondente, no entanto, no caso do primeiro teste de amostragem, a

4. RESULTADOS

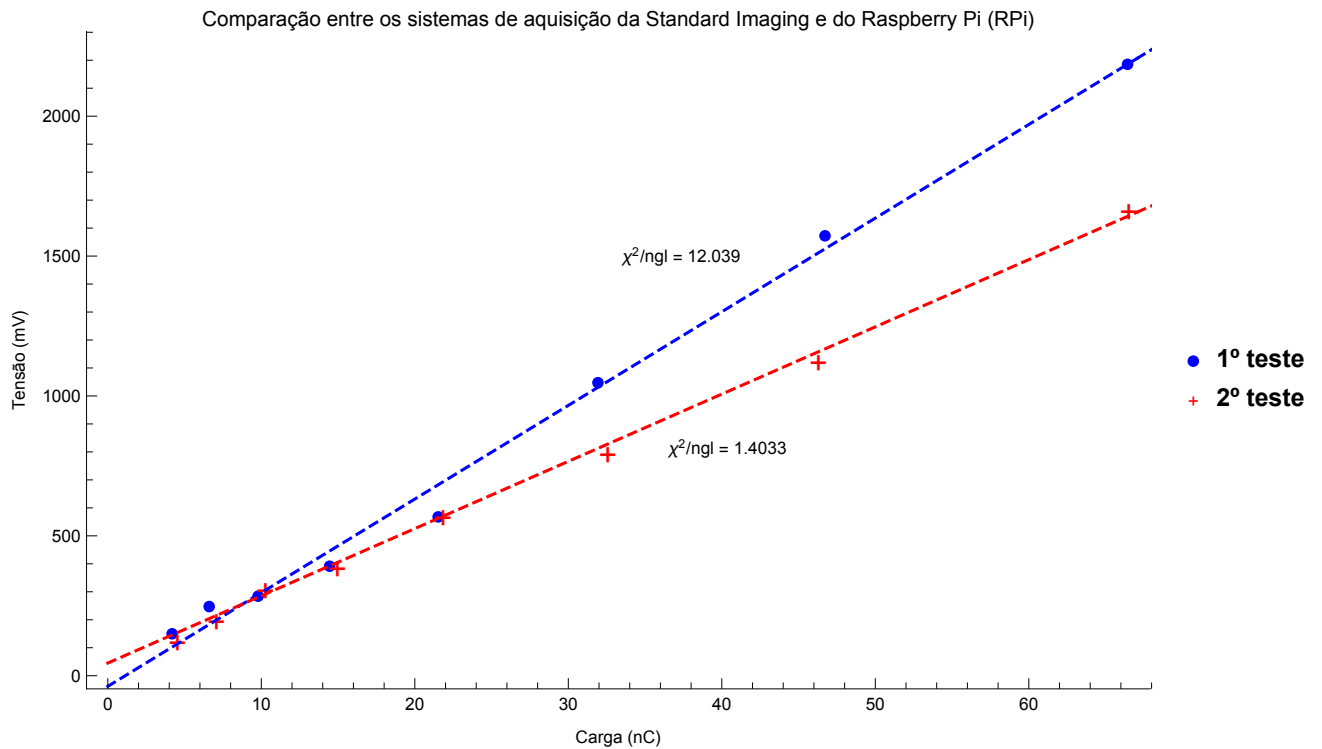
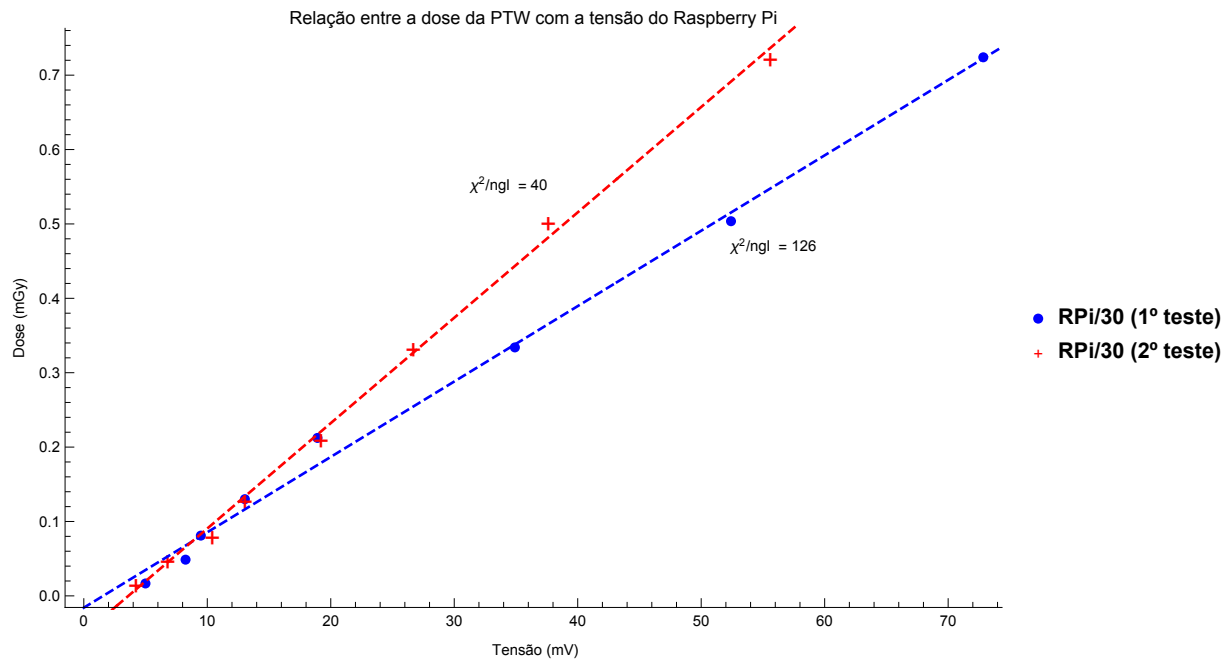


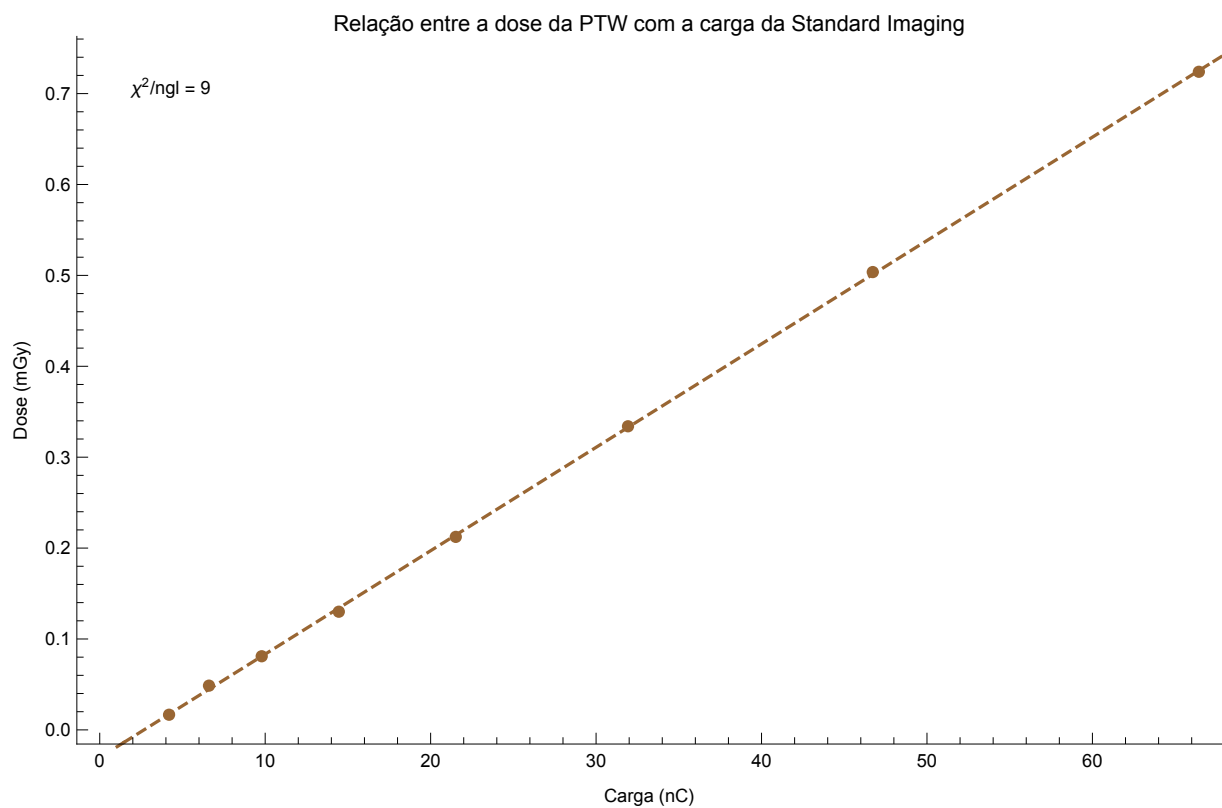
Figura 4.10: Relação obtida em dois testes diferentes realizados para obter uma relação entre a resposta do electrómetro da Standard Imaging e o sistema composto pelo Raspberry Pi. No primeiro teste um conjunto de valores é guardado no Arduino sendo posteriormente enviado para o Raspberry Pi. No segundo teste cada valor obtido no Arduino é imediatamente transferido para o Raspberry Pi.

azul, averiguamos uma tendência logarítmica para os pontos abaixo de 20 mV. Após corrigir o erro presente nesta amostragem foi realizado outro teste que permitiu obter os valores do segundo teste de amostragem, a vermelho, e que confirma a linearidade do sistema do RPi com os valores obtidos em dose (figura 4.11a). Em relação aos valores usados da resposta do sistema do RPi, estes foram divididos por trinta para que fosse possível comparar as três tendências dentro do mesmo intervalo de valores no eixo horizontal do gráfico, daí que na legenda da figura 4.11a esteja $RPi/30$ nos dados obtidos do sistema do RPi.

4.2 Desempenho do sistema desenvolvido



(a)



(b)

Figura 4.11: A figura 4.11a apresenta a relação obtida em dois testes diferentes realizados para obter uma relação entre a resposta do sistema composto pelo Raspberry Pi com o seu valor de dose. Neste gráfico é possível averiguar um desvio considerável de alguns pontos face ao ajuste linear do primeiro teste realizado. A figura 4.11b apresenta a relação entre a carga obtida pelo electrómetro da Standard Imaging e a resposta em dose. Como seria expectável as duas variáveis tem um comportamento linear entre si.

Capítulo 5

Conclusão

O presente trabalho desenvolveu com sucesso um dispositivo que permite monitorizar a dose, em tempo real, a que os pacientes estão expostos no decorrer dos procedimentos em Cardiologia de Intervenção.

A implementação da monitorização em tempo real, por norma, dos pacientes nos procedimentos que envolvam radiação ionizante seria inovador e permitiria uma melhor qualidade no serviço prestado, pois cada paciente teria registada a dose a que esteve exposto. Esta possibilidade, advém do facto dos detectores de cintilação de plástico terem um baixo impacto na qualidade das imagens médicas obtidas durante estes procedimentos. A utilização de cintiladores de plástico permite o desenvolvimento de um equipamento de baixo custo para a monitorização da dose.

O trabalho realizado foi segmentado em duas partes, sendo a primeira o desenvolvimento do protótipo, tanto em *hardware* como em *software* e a segunda consistiu no estudo do desempenho do sistema numa situação laboratorial e em testes clínicos.

No desenvolvimento do protótipo foi desenhado um conector novo que permite prender o cabo óptico sem o recurso a cola, o que permite uma fácil reposição deste, caso seja danificado. Foi, ainda, estudado o melhor procedimento de transferência de dados do microcontrolador Arduino para o microprocessador Raspberry Pi.

Os testes efectuados ao protótipo permitiram confirmar que este era sensível ao intervalo de dose utilizado em Cardiologia de Intervenção e que pode ser usado para medir a dose em tempo real. Os testes realizados em laboratório permitiram confirmar a linearidade do sistema desenvolvido em função da dose.

Futuros desenvolvimentos deste protótipo podem incluir melhorias ao nível da escolha do fotosensor utilizando por exemplo fotodetectores SiPM da nova geração. Esta opção evitaria a utilização de uma unidade de alta tensão. Um outro melhoramento será a optimização entre a comunicação entre o microcontrolador e o microprocessador utilizados. Relativamente à comunicação entre o microcontrolador e microprocessador, a implementação de um dos protocolos de comunicação I^2C , SPI ou UART para a comunicação entre o Arduino e o Raspberry Pi ou mesmo a implementação com sucesso do amplificador e conversor AS89010 ou equivalente em vez do Arduino é uma possibilidade. A introdução destes melhoramentos permitiria a obtenção de um protótipo portátil o que permitiria a utilização para a monitorização em tempo real dos profissionais de saúde.

Bibliografia

- [1] *Tubo de Coolidge para a produção de raios-X*. URL: <http://bioblogandofisica.blogspot.com/2013/03/o-producao-do-raio-x.html> (acedido em 09/2019).
- [2] *Fundamental Safety Principles*. Safety Fundamentals SF-1. Vienna: INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2006. ISBN: 92-0-110706-4. URL: <https://www.iaea.org/publications/7592/fundamental-safety-principles>.
- [3] Siemens Healthineers. *Guide to Right Dose*. 2016.
- [4] Evgenios Agathokleous e Edward J. Calabrese. *Hormesis: The dose response for the 21st century: The future has arrived*. Vol. 425. Toxicology. Elsevier, 2019. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300483X19302057>.
- [5] Edward J. Calabrese. “Hormetic Dose Response”. Em: *EFSA Scientific Colloquium nº17: Low dose response in toxicology and risk assessment*. European Food Safety Authority. 2014. URL: <https://www.efsa.europa.eu/sites/default/files/event/documentset/1206141-p09.pdf>.
- [6] Fred A. Mettler et al. “Effective Doses in Radiology and Diagnostic Nuclear Medicine: A Catalog”. Em: *Radiology* 248.1 (2008). PMID: 18566177, pp. 254–263. DOI: 10.1148/radiol.2481071451. eprint: <https://doi.org/10.1148/radiol.2481071451>. URL: <https://doi.org/10.1148/radiol.2481071451>.
- [7] E. Padovani R. e Quai. “Patient dosimetry approaches in interventional cardiology and literature dose data review”. Em: *Radiation Protection Dosimetry* 117.1-3 (fev. de 2006), pp. 217–221. ISSN: 0144-8420. DOI: 10.1093/rpd/nci751. eprint: <http://oup.prod.sis.lan/rpd/article-pdf/117/1-3/217/4691833/nci751.pdf>. URL: <https://doi.org/10.1093/rpd/nci751>.
- [8] *How does XRF Technology really work*. URL: <http://www.goldtesting.ca/knowledge-center.html> (acedido em 09/2019).
- [9] Monty W. Charles. “ICRP Publication 103: Recommendations of the ICRP”. Em: *Radiation Protection Dosimetry* 129.4 (mai. de 2008), pp. 500–507. ISSN: 0144-8420. DOI: 10.1093/rpd/ncn187. URL: <https://doi.org/10.1093/rpd/ncn187>.
- [10] German Commission on Radiological Protection. “Sex-specific differences in radiation sensitivity – epidemiological, clinical and biological studies”. Em: (set. de 2009).
- [11] “Council Directive 2013/59/Euratom”. Em: *Official Journal of the European Union* 57 (jan. de 2014). Article 9. URL: <https://eur-lex.europa.eu/legal-content/PT/TXT/PDF/?uri=OJ:L:2014:013:FULL&from=EN>.
- [12] *Ionizing Chamber Principle*. URL: <https://instrumentationtools.com/ionization-chamber-principle/> (acedido em 09/2019).
- [13] J R Greening. *Fundamentals of Radiation Dosimetry*. Second. Vol. 15. Medical Physics Handbooks. Taylor Francis, 1985.
- [14] L Beaulieu et al. “Current status of scintillation dosimetry for megavoltage beams”. Em: *Journal of Physics: Conference Series* 444 (jun. de 2013), p. 012013. DOI: 10.1088/1742-6596/444/1/012013. URL: <https://doi.org/10.1088/1742-6596/444/1/012013>.
- [15] J F Williamson et al. “Plastic scintillator response to low-energy photons”. Em: *Physics in Medicine and Biology* 44.4 (jan. de 1999), pp. 857–871. DOI: 10.1088/0031-9155/44/4/004. URL: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/44/4/004>.

BIBLIOGRAFIA

- [16] David J. Thomas. “ICRU report 85: fundamental quantities and units for ionizing radiation”. Em: *Radiation Protection Dosimetry* 150.4 (mai. de 2012), pp. 550–552. ISSN: 0144-8420. DOI: 10.1093/rpd/ncs077. eprint: <http://oup.prod.sis.lan/rpd/article-pdf/150/4/550/4558428/ncs077.pdf>. URL: <https://doi.org/10.1093/rpd/ncs077>.
- [17] Luis Peralta e Florbela Rêgo. “Response of plastic scintillators to low-energy photons”. Em: *Physics in Medicine and Biology* 59.16 (jul. de 2014), pp. 4621–4633. DOI: 10.1088/0031-9155/59/16/4621.
- [18] Saint-Gobain. *Datasheet do cintilador de plástico BC-404*. URL: <https://www.crystals.saint-gobain.com/sites/imdf.crystals.com/files/documents/bc400-404-408-412-416-data-sheet.pdf> (acedido em 09/2019).
- [19] Saint-Gobain. *Safety Datasheet do cintilador de plástico BC-404*. URL: https://www.crystals.saint-gobain.com/sites/imdf.crystals.com/files/documents/plastic_scintillators.pdf (acedido em 09/2019).
- [20] Hamamatsu. *Especificações do fotomultiplicador R647*. URL: <https://www.hamamatsu.com/jp/en/product/type/R647/index.html> (acedido em 09/2019).
- [21] Industrial Fiber Optics. *Cabo óptico SK80*. URL: <http://www.i-fiberoptics.com/fiber-detail.php?id=130&sum=90> (acedido em 09/2019).
- [22] 16 types of Fiber Optic Connectors to choose from. URL: <https://www.ad-net.com.tw/16-types-fiber-optic-connectors-choose/> (acedido em 09/2019).
- [23] 16 Types of Fiber Optic Connectors to choose from. URL: <https://www.ad-net.com.tw/16-types-fiber-optic-connectors-choose/> (acedido em 09/2019).
- [24] FS. *Fiber Optic Connector Tutorial*. URL: <https://www.fs.com/fiber-optic-connector-tutorial-aid-341.html> (acedido em 10/2019).
- [25] The Fiber Optic Association. *Connector Identifier*. URL: <https://www.thefoa.org/tech/connID.htm> (acedido em 09/2019).
- [26] electronics notes. *SMA RF Connector*. URL: https://www.electronics-notes.com/articles/electronic_components/rf-connectors/sma-connector.php (acedido em 10/2019).
- [27] Network Encyclopedia. *SC and ST connectors*. URL: <https://networkencyclopedia.com/sc-and-st-connectors/> (acedido em 10/2019).
- [28] Fiber Optics Network Products. *Development and Application of Plastic Optical Fiber*. URL: <http://www.fiberopticsshare.com/development-and-application-of-plastic-optical-fiber.html> (acedido em 10/2019).
- [29] Industrial Fiber Optics. *ST connector*. URL: <http://www.i-fiberoptics.com/connector-detail.php?id=105&cat=pof> (acedido em 09/2019).
- [30] AMS. *AS89000 Transimpedance-Amplifier*. URL: <https://ams.com/as89000> (acedido em 09/2019).
- [31] *Raspberry Pi I2C / SPI / UART Communications*. URL: <https://www.mbitworks.com/hardware/raspberry-pi-UART-SPI-I2C.html> (acedido em 09/2019).
- [32] *Introduction to Arduino Uno*. URL: <https://www.theengineeringprojects.com/2018/06/introduction-to-arduino-uno.html> (acedido em 10/2019).
- [33] *Raspberry Pi 3 Model B+ Review – What’s New?* URL: <https://www.theengineeringprojects.com/2018/07/introduction-to-raspberry-pi-3-b-plus.html> (acedido em 10/2019).
- [34] *Raspberry Pi Pinout*. URL: pinout.xyz (acedido em 10/2019).
- [35] AMS. *AS89010 Current to Digital Converter*. URL: <https://ams.com/as89010> (acedido em 09/2019).
- [36] Ben Fry e Casey Reas. *Site oficial do programa Processing*. URL: <https://processing.org> (acedido em 09/2019).
- [37] Siemens Healthineers. *Especificações do aparelho Artis Zee*. URL: <https://www.siemens-healthineers.com/angio/artis-interventional-angiography-systems/artis-zee> (acedido em 09/2019).
- [38] Industrial Fiber Optics. *Fibra óptica SH-8001*. URL: <http://www.i-fiberoptics.com/fiber-detail.php?id=21&sum=80> (acedido em 09/2019).
- [39] PTW. *Especificações da câmara de ionização 31003*. URL: https://www.rpdinc.com/index.php?controller=attachment?id_attachment=234 (acedido em 09/2019).

- [40] Standard Imaging. *Especificações do electrómetro MAX-4000*. URL: <https://www.standardimaging.com/electrometers/max-4000-plus-electrometer/> (acedido em 09/2019).
- [41] PTW. *Especificações do electrómetro Unidos E*. URL: <https://www.rpdinc.com/unidos-e-dosemeter-1003.html> (acedido em 09/2019).
- [42] Industrial Fiber Optics. *Características do cabo óptica SH-8001*. Set. de 2019. URL: <https://www.i-fiberoptics.com/pdf/sh-8001.pdf>.
- [43] S. O. Kasap e Ravinda Kumar Sinha. *Optoelectronics and Photonics: Principles and Practices*. 2nd Edition, International Edition. Pearson Education Limited, 2013.
- [44] S. C. Gupta. *Optoelectronics Devices and Systems*. 2nd Edition, Eastern Econom5 Edition. PHI Learning Private Limited, 2013.
- [45] James E. Martin. *Physics for Radiation Protection*. 3rd, Completely Updated Edition. Wiley-VCH, 2013.
- [46] Frank Herbert Attix. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Wiley-VCH, 2004.
- [47] *Dosímetros de plástico para avaliação em tempo real do risco de exposições em radiologia*. Set. de 2015. URL: http://www.ctn.tecnico.ulisboa.pt/workshop-justificacao-optimizacao-2015/docs/sessions/28_Luis_Peralta.pdf.
- [48] Andrew Karellas e Bruce R. Thomadsen. *Scintillation Dosimetry. Imaging in Medical Diagnosis and Therapy*. CRC-Press, 2016.
- [49] Khalil Arshak e Olga Korostynska. *Advanced Materials and Techniques for Radiation Dosimetry*. Artech House, 2006.
- [50] International Atomic Energy Agency. *Dosimetry In Diagnostic Radiology: An International Code Of Practice*. Vol. 457. Technical Reports Series. Vienna, Austria: IAEA, 2007.
- [51] Nicola L.C. Talbot. *User Manual for glossaries.sty v4.42*. Jan. de 2019. URL: <http://mirrors.up.pt/pub/CTAN/macros/latex/contrib/glossaries/glossaries-user.pdf>.